N° d'ordre 459 Année 1971

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ PAUL-SABATIER DE TOULOUSE (SCIENCES)

EN VUE DE L'OBTENTION DU GRADE

DE DOCTEUR ÈS SCIENCES

(Mention Sciences Appliquées)

par

Bernard ARAGON

(Licencié ès Sciences Appliquées)

LE DÉBIT PLACENTAIRE DANS LA GROSSESSE HUMAINE

PRINCIPE ET TECHNIQUE DE LA MESURE PAR LE XÉNON 133 INSTRUMENTATION

Soutenue le 21 Décembre 1971 devant la Commission d'Examen

MM. LARENG, CAMBOU — *Présidents*

LAUDET, IMBERT, JOSSERAND — *Examinateurs*

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543907_0006

N° d'ordre 459

Année 1971

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ PAUL-SABATIER DE TOULOUSE (SCIENCES)

EN VUE DE L'OBTENTION DU GRADE

DE DOCTEUR ÈS SCIENCES

(Mention Sciences Appliquées)

par

Bernard ARAGON

(Licencié ès Sciences Appliquées)

LE DÉBIT PLACENTAIRE DANS LA GROSSESSE HUMAINE

PRINCIPE ET TECHNIQUE DE LA MESURE PAR LE XÉNON 133 INSTRUMENTATION

Soutenue le 21 Décembre 1971 devant la Commission d'Examen

MM. LARENG, CAMBOU — *Présidents*

LAUDET, IMBERT, JOSSERAND — *Examinateurs*

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

UNIVERSITE PAUL SABATIER TOULOUSE

DIRECTION DE L'UNIVERSITE

M. LARENG.....Président
M. MATHIS.....1er Vice-Président
M. MARTIN.....2eme Vice-Président

S C I E N C E S

HONORARIAT

M. BLAIZOT..... Doyen Honoraire
M. CAPDECOMME.....Doyen Honoraire, Recteur honoraire
M. DELTHEIL..... Doyen honoraire, Recteur honoraire, Professeur honoraire
M. DUPOUY..... Membre de l'Institut, Doyen honoraire Directeur Général honoraire du C.N.R.S Professeur honoraire.
M. DURAND..... Doyen honoraire
M. FOUCHE..... Professeur honoraire
M. GAUSSENS..... Professeur honoraire, Correspondant de l'Institut.
M. JACQUES..... Professeur honoraire
M. MIGNONAC..... Professeur honoraire
M. MORQUER..... Professeur honoraire, Correspondant de l'Institut
M. SECONDAT..... Professeur honoraire
M. TEISSIE-SOLIER..... Professeur honoraire
M. VANDEL..... Professeur honoraire, Membre de l'Institut
M. MATHIS..... Doyen honoraire

PROFESSEURS

M. ESCANDE..... Mécanique des Fluides, Membre de l'Institut
M. CASTERAS..... Géologie, Correspondant de l'Institut
M. BEDOS..... Chimie
M. CAPDECOMME..... Minéralogie
M. NOUVEL..... Biologie Générale
M. GALLAIS..... Chimie, Correspondant de l'Institut
M. DURAND..... Physique
M. FERT..... Physique
M. DIEHL..... Agronomie
M. LESBRE..... Chimie organique
M. BRUNEL..... Physiologie Végétale
M. HURON..... Mathématiques Appliquées
M. MARGULIS..... Pédologie
M. TRICHE..... Chimie Analytique et Spectrographie
M. LEDOUX..... Zoologie Appliquée
M. RIVALS..... Agriculture

M. PERRIER..... Physique
M. MATHIS..... Chimie
M. ORLIAC..... Géochimie et Minéralogie
M. LAFOURCADE..... Physique
M. ANGELIER..... Zoologie
Mlle de FERRE..... Botanique
M. FARRAN..... Minéralogie et Géotechnique
M. LAUDET..... Physique Théorique et Calcul Numérique
M. SERFATY..... Biologie animale
M. NOUGARO..... Hydraulique Générale et Appliquée
M. LAGASSE..... Electrotechnique
M. GARDY..... Génie chimique
M. BLANC..... Physique nucléaire
M. BIREBENT..... Electronique Appliquée
M. VOIGT..... Chimie Minérale
M. LEREDDE..... Botanique
M. LELUBRE..... Géologie
M. TROCHAIN..... Botanique
M. LALAGUE..... Mathématiques Générales
M. BOUIGUE ..... Astronomie
M. COUCHET..... Physique
M. LEJEUNE..... Chimie
M. LASCOMBES..... Botanique
M. ASSELINEAU.....Chimie Biologique
M. MAURET..... Chimie Systématique
M. AGID..... Physiologie
M. MONTANT..... Cryptogamie
M. GAUTIER..... Physique
M. CRUMEYROLLE..... Mathématiques
M. GOURINARD..... Géologie
M. PULOU..... MInéralogie
M. CAMBOU..... Physique Spatiale
M. MIQUEL..... Chimie
M. LACOSTE..... Electrotechnique
M. THIBAULT..... Mécanique rationnelle & Appliquée
M. MONTEL..... Chimie physique et Electrochimie
M. MASCART..... Mathématiques
M. MEDIONI..... Psychophysiologie
M. THIRRIOT..... Hydrodynamique E.N.S.E.I.H.T.
M. BRENON..... Géologie
M. LAFON..... Calcul différentiel et intégral
M. RAYNAUD P..... Physiologie animale
M. ZALTA..... Chimie biologique
M. SEVELY..... Electrotechnique
M. POMMIEZ..... Mathématiques
M. REY..... Biologie Végétale
M. COULOMB..... Physique
M. TRINQUIER..... Physique
M. MARONI..... Chimie
M. BEETSCHEN..... Biologie Générale
M. GRUAT..... Mécanique des Fluides (hydraulique).
M. DERACHE..... Physiologie Animale.

PROFESSEURS ASSOCIES.

M. SAKUMA.

PROFESSEURS SANS CHAIRE

M. HAMANT..... Botanique
Mme BRUNEL..... Physiologie Végétale
Melle BERDUCOU..... Physiologie Végétale
M. PICCA..... Physique
M. MERIC..... Mathématiques Appliquées
Mme LEGAL..... Zoologie
M. BUGAREL..... Génie Chimique
M. MIROUSE..... Géologie
M. PILOD..... Physique
M. LARROQUE..... Physique
M. BARRANS..... Chimie
Mme LAFON..... Mathématiques
Mlle LAPEYRE..... Mathématiques - Informatique
M. DAT..... Mécanique des fluides
M. JEANNIN..... Chimie Minérale
M. BERTRAND..... Chimie
M. SATGE..... Chimie Organique
M. DESQ..... Mathématiques
M. MAHENC..... Chimie
M. LATTES..... Chimie
M. ROCARD..... Electronique
M. DEGEILH..... Physique
M. FALLOT..... Biologie Végétale(Viticulture et Arboriculture).
M. POILBLANC..... Chimie
M. TOUZE..... Physiologie Végétale
M. FRASNAY.....Mathématiques
M. CASSAGNAU..... Zoologie
M. GUERIN..... Mathématiques

MAITRES DE CONFERENCES

M. BLANCHARD..... Mathématiques
M. HOFFMANN..... Electronique
M. BITSCH..... Zoologie
M. FONTAN..... Physique Nucléaire
M. PESCIA..... Physique
M. SICARD..... Biologie Génétique
M. CAUSSINUS..... Mathématiques Appliquées
M. DE LOTH..... Chimie Physique
M. MARTY..... Physique Industrielle
M. BAUDRAS..... Chimie Biologique
M. DURAND Ph..... Physique
M. LEFEUVRE..... Electronique E.N.S.E.I.H.T.
M. SOUQUET..... Géologie
M. SAPORTE..... Physique
M. ATTEIA..... Mathématiques
M. ENJALBERT..... Chimie
M. IMBERT..... Psychophysiologie
M. SCHNEIDER..... Biologie Cellulaire
M. ANGELINO..... Génie Chimique
M. MARTIN..... Génie Electrique
M. THENOZ..... Génie Civil
M. DABOSI..... E.N.S.C.
M. CALVET..... Mécanique des Fluides (E.N.S.E.I.H.T)

MAITRES DE CONFERENCES (suite)

M. PAGANI.....Physique
M. CUPPENS.....Mathématiques
M. PERENOU.....Informatique
M. REY.....Génie Electrique
M. MATHIEU.....Chimie Analytique
M. TRANNOY.....Physique (E.N.S.E.I.H.T)
M. CASTAGNETTO.....Mathématiques (E.N.S.E.I.H.T)
M. CASTAN.....Informatique
M. GILOT.....Génie Chimique(Institut du Génie Chimiq
M. LANTELME.....Chimie Industrielle
M. CALMON.....Techniques Agricoles
M. TRUCHASSON.....Mécanique
Mlle BARBANCE.....Mathématiques
M. VERDIER.....Physique
M. GILLY.....Génie Mécanique
M. VEDRENNE.....Mesures Physiques
M. BEAUFILS.....Informatique
M. MATHEAU.....Electronique(E.N.S.E.I.H.T)

MAITRES DE CONFERENCES ASSOCIES

M. PUN.

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

M. DARROZES..... Mécanique
M. PRADINES..... Mathématiques
M. BARTHET..... Mathématiques
M. MAUSS..... Attaché de Recherches au C.N.R.S

PERSONNEL DE L'UNIVERSITE AFFECTE A L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUEES DE TOULOUS

PROFESSEURS

M. ROQUES..... Chimie Industrielle
M. GRATELOUP..... Génie Electrique
M. MASO..... Génie Civil
M. MIRA..... Génie Electrique

PROFESSEURS SANS CHAIRE

M. CASSIGNOL..... Génie Electrique
M. COLLETTE..... Physique

MAITRES DE CONFERENCES

M. FAGET..... physique
M. SCHUETTLER..... Physique
M. LETURCQ..... Génie Electrique
M. SIRIEYS..... Génie Civil
M. DURAND G..... Chimie
M. CARRARA..... Physique

CHARGES D'ENSEIGNEMENT

M. BROUSSEAU..... Physique
M. LACAZE..... Mathématiques

ADMINISTRATION

M. PRINEAU..... Secrétaire Général de l'Université Paul Sabatier.

à ma mère,
à ma femme,
à toute ma famille.

AVANT PROPOS

Le présent travail s'inscrit dans les préoccupations de Recherches de plusieurs groupes de travail de l'Université PAUL SABATIER.

Depuis plus de cinq années en effet, des travaux pluridisciplinaires visant à diminuer la morbidité périnatale sont conduits par plusieurs équipes qui sont essentiellement le G.R.E.P.O (Groupe de Recherches et d'Etudes en Physiologie Obstétricale), et le Groupe de Recherche E.B.M(Electronique de l'Environnement, de la Biologie, de la Médecine). Ces groupes travaillent sous l'égide Universitaire des Cliniques Obstétricales A et B dirigées par les Professeurs MONROZIES et A. PONTONNIER, et du Laboratoire d'Electronique et de Haute Fréquence du Professeur P. DUPIN.

En 1968, G.PONTONNIER, Animateur du G.R.E.P.O, et P. JOSSERAND, Animateur du Groupe E.B.M nous ont accepté dans l'équipe qu'ils constituent et confié l'étude dont nous présentons aujourd'hui les résultats essentiels. Les travaux de Madame H. GRANDJEAN sans cesse imbriqués à nos propres préoccupations en sont indissociables, leur soutenance commune a donc paru souhaitable et son mémoire de Thèse est le complément indispensable du nôtre.

Seule jusqu'à maintenant la D.G.R.S.T a soutenu les travaux scientifiques relevant du Génie Biologique et Médical, les contrats accordés dans cette perspective au G.R.E.P.O et Groupe E.B.M qui ont su mettre en commun ces moyens de Recherche, ont constitué pour ce Travail un moteur puissant et un indispensable soutien financier.

Nous avons l'agréable devoir de remercier ici

Monsieur le Professeur LARENG, Président de l'Université PAUL SABATIER, qui a bien voulu accepter la Présidence d'un Jury pluridisciplinaire et qui n'a cessé d'encourager tous les travaux scientifiques rapprochant Electroniciens et Médecins.

Monsieur le Professeur F. CAMBOU, Directeur du C.E.S.R pour sa présence dans le Jury et pour l'aide efficace que son Laboratoire a si souvent accordé au Groupe E.B.M .

Monsieur le Professeur M. LAUDET, Directeur de l'I.R.I dont les conseils et l'appui nous permettent dès maintenant, de bénéficier pour nos travaux du soutien de l'Informatique.

Monsieur le Professeur IMBERT qui oeuvre si utilement pour le Génie Biologique et Médical, et qui a bien voulu accepter de siéger dans ce Jury.

Monsieur P. JOSSERAND, Animateur du Groupe E.B.M, pour son aide de tous les instants dans la conduite du présent Travail.

Nous sommes très honorés de voir siéger aux côtés du Jury scientifique, un éminent Jury médical également présidé par Monsieur le Professeur LARENG, et constitué de MM les Professeurs M. MONROZIES, A. PONTONNIER, G. PONTONNIER, ainsi que par Monsieur le Professeur D. LAURENT, Président du Comité de Génie Biologique et Médical de la D.G.R.S.T, qu'ils trouvent ici l'expression de notre gratitude.

Enfin, nous devons de bien sincères remerciements, à tous ceux qui nous ont aidé efficacement tant pour la réalisation de ce travail que pour sa présentation, toute l'équipe du Groupe E.B.M et plus particulièrement Monsieur J. FARRE qui a

veillé tout au long de l'étude aux problèmes scientifiques et techniques posés par la réalisation d'un appareil original, Monsieur P. DJIAN dont le remarquable film scientifique a fait mieux connaître les travaux de notre équipe. Les mêmes remerciements vont à l'équipe du G.R.E.P.O. et plus particulièrement à Madame Hélène GRANDJEAN dont le Travail complète le nôtre. Enfin, le Docteur GUIRAUD mettant à notre disposition, et sa compétence, et les remarquables équipements scientifiques du Service des Radio-isotopes du Professeur BRU, nous a aidé à éclaircir les phénomènes de diffusion du Xénon dans l'organe injecté.

Nous ne saurions oublier dans ces remerciements le Personnel Technique du Groupe E.B.M., en particulier, Monsieur B. TEYSSEDOU, le Personnel Hospitalier des Cliniques Obstétricales A et B, le Centre Régional de Documentation Pédagogique et les Services Administratifs de l'Université PAUL SABATIER.

I N T R O D U C T I O N

Chacun sait maintenant que trois pour cent des foetus atteignant l'âge de la viabilité courent un risque de mort périnatale, une proportion égale est promise aux irréversibles séquelles psychomotrices dues à la souffrance chronique ou aigüe "in utéro".

Le seul espoir de voir régresser cette dramatique proportion réside dans les progrès d'une Recherche visant à mieux connaître la physiopathologie foetale. De très grandes difficultés surgissent à l'abord d'un tel travail elles sont liées à deux causes essentielles :

- le foetus est pratiquement inaccessible à l'observation directe.

- la grossesse humaine présente tant de caractéristiques singulières que l'expérimentation animale n'apporte pratiquement rien dans le domaine des connaissances nouvelles.

Un faisceau de méthodes d'appréciation de la souffrance foetale tente de fournir à l'Obstétricien des indications précieuses sinon rigoureuses en vue de la surveillance de la grossesse et de la conduite de l'accouchement. L'estimation du débit placentaire maternel semble bien maintenant avoir franchi le stade exploratoire pour devenir une méthode clinique de dépistage de l'hypotrophie foetale. Les travaux de l'équipe toulousaine ont été déterminants dans ce sens.

Le présent travail a été entrepris à l'issue de la phase exploratoire. Devant l'intérêt reconnu de la méthode, il convenait :

- de vérifier le domaine de validité des principes fondamentaux.

- d'estimer avec plus de rigueur les causes d'erreur.

- d'automatiser la mise en oeuvre de la méthode pour libérer le Praticien des gestes techniques et des calculs fastidieux.

- de réaliser un instrument d'utilisation clinique sûre et facile permettant de multiplier efficacement les observations.

Telles ont été nos préoccupations durant toute la réalisation du présent Travail.

Chapitre 1

LE PLACENTA, SON ROLE DANS LES ECHANGES FOETO-MATERNELS

Un rappel de l'anatomie et de la physiologie du placenta nous paraît indispensable pour comprendre, les buts et les possibilités de notre expérimentation.

I-1. ANATOMIE DU PLACENTA.

Le placenta est schématiquement constitué par deux systèmes circulatoires.

Un système maternel, la chambre intervilleuse, véritable lac sanguin alimenté par les artères utéro-placentaires.

Un système foetal, fait de capillaires qui baignent dans le sang maternel.

Une membrane de séparation s'interpose entre les deux systèmes circulatoires, elle est constituée par les parois des villosités choriales.

I-2. L'ANATOMIE VASCULAIRE.

I-2.1. La circulation placentaire maternelle.

La chambre intervilleuse est séparée, en 15 ou 30 cavités cotylédonaires, par les septa. Ces cavités communiquent entre elles sous la plaque choriale par un lac sanguin continu, le lac subchorial. A la périphérie de la chambre intervilleuse existe une zone appelée sinus marginal. Elle présente peu de villosités et d'importants dépôts de substance fibrinoïde.

I-2.1.1. Le système artériel.

Le sang artériel arrive dans la chambre intervilleuse par les artères utéro-placentaires qui s'ouvrent à plein canal.

A terme il y aurait une centaine d'artères. Si ce chiffre est exact, il existerait approximativement autant d'artères utéro-placentaires que de systèmes tambours cotylédonaires. Ceci permet de supposer que les artères utéro-placentaires, s'ouvrent au centre des systèmes tambours (Fig. I-1).

Le diamètre des artères varie avec le tissu traversé. A la jonction de l'endomètre et du myomètre, il est de 20 microns. Au niveau de la plaque basale les artères ont perdu leur musculature et mesurent jusqu'à 200 microns. Enfin lorsqu'elles se jettent dans la chambre intervilleuse elles atteignent 300 à 500 microns.

I-2.1.2. Le système veineux.

Le sinus marginal ne paraît pas jouer de rôle dans le drainage veineux. Par contre, il existe de nombreuses ouvertures veineuses dans la plaque basale. Celles-ci apparaissent dès le 9e jour du développement.

Le nombre des ouvertures veineuses est encore mal connu, il varie de 170 à 79 suivant les auteurs.

De même, la disposition des ouvertures veineuses par rapport aux cotylédons et aux systèmes tambours est controversée.

Pour certains les ouvertures veineuses se situent au centre des cavités, pour d'autres elles sont concentrées à la périphérie des cotylédons et en particulier à proximité des septa.

Très souvent les veines utéro-placentaires s'abouchent après avoir cheminé sur une certaine distance dans la plaque basale, parallèlement au plancher de la chambre intervilleuse.

Lors d'une augmentation de la pression hydrostatique au sein de la chambre , au cours d'une contraction utérine, il est probable que ces veines se trouvent pincées par une sorte de mécanisme de clapet, ce qui empêche le collapsus de la chambre intervilleuse.

Le diamètre de la jonction varie de 400 microns, à quelques millimètres. Ces ouvertures sont particulièrement larges au niveau de la région marginale, où par ailleurs les artères utéro-placentaires sont pratiquement absentes.

I-2.2. La circulation placentaire foetale.

Sous l'amnios du placenta expulsé on distingue par transparence les ramifications des vaisseaux allanto-choriaux, issues du cordon ombilical.

Les artères sont sur un plan plus superficiel que les veines. Il existe une communicante transversale entre les deux artères et leur arrivée au placenta. Elles se divisent ensuite à peu près symétriquement pour atteindre les troncs villositaires de premier ordre. Les vaisseaux de l'arbre villositaire donnent naissance à un réseau capillaire, au niveau duquel se font les échanges.

I-2.3. Le volume de la chambre intervilleuse.

Seuls WILKIN et VANDEN EYNDE ont pu mesurer le volume d'une chambre intervilleuse dans des conditions aussi physiologiques que possible. Ils en concluent que le volume de l'espace intervilleux se situe entre 177 et 264 ml.

I-3. PHYSIOLOGIE DU PLACENTA.

La circulation dans l'espace intervilleux et le rapport des deux circulations peuvent être ainsi décrits (Fig.I-2).

Le sang maternel, issu des artères utéro-placentaires,

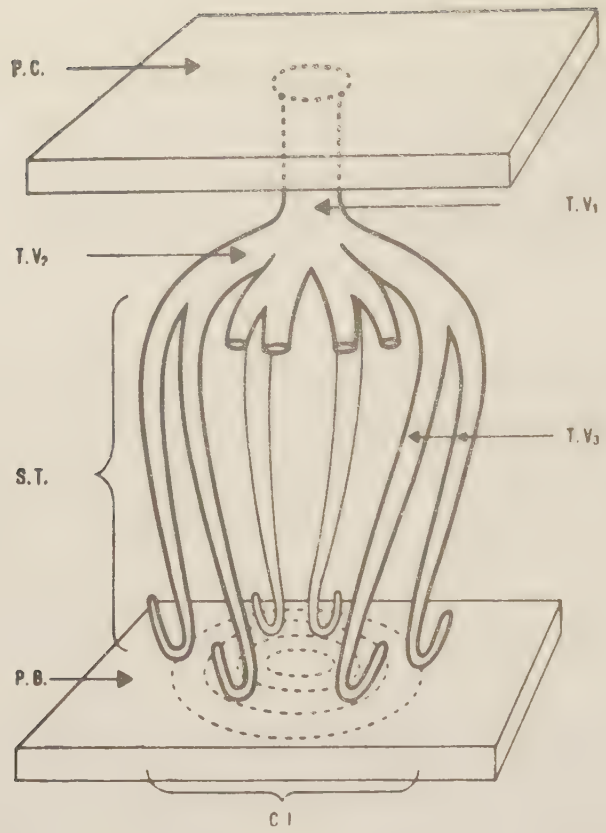


FIGURE I.1 : *Schéma du système tambour et des insertions des troncs villositaires de troisième ordre. P.C. : plaque choriale. T.V. 1 : pédicule villositaire ou tronc villositaire de 1er ordre. T.V. 2, T.V. 3 : troncs villositaires de 2e et de 3e ordre. S.T. : système tambour. P.B. : plaque basale. C.I. : couronne d'implantation (d'après* P. WILKIN).

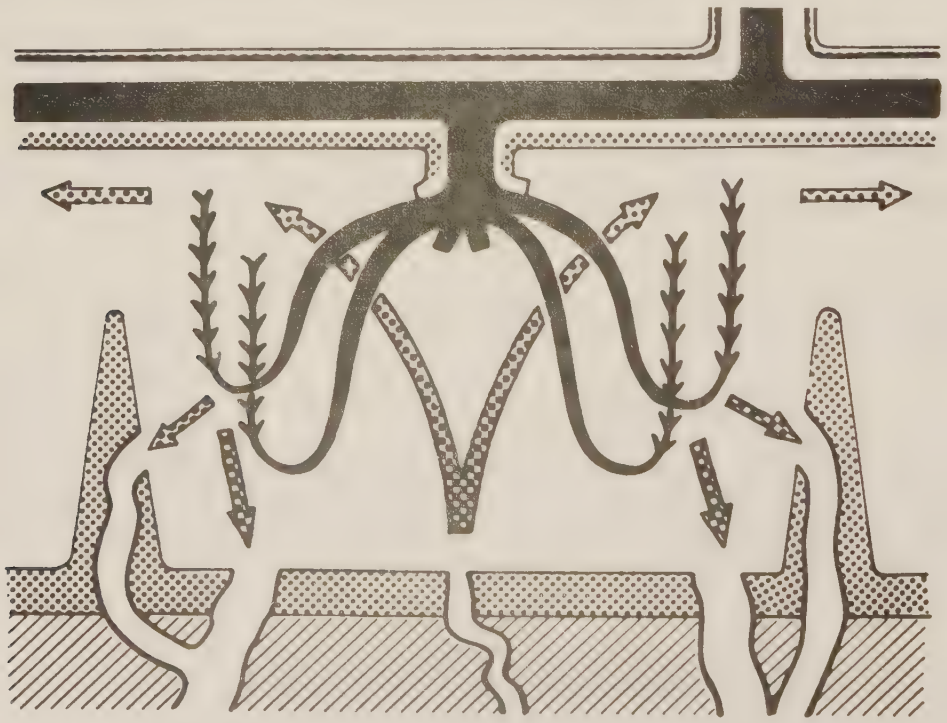


FIGURE I.2 : *Représentation schématique de l'hémodynamique placentaire au niveau du système tambour. En haut : la plaque choriale, dans la chambre intervilleuse : le système tambour, en bas : la plaque basale perforée, au centre, par l'artère utéro placentaire (qui débouche au centre du système tambour), et à la périphérie par les veines (qui naissent également sur les septa). Le jet de* BOREL *monte vers la plaque choriale sans diffusion importante dans l'espace intra-cotylédonaire. Le sang retourne vers les veines par la périphérie à travers les villosités définitives.*

est injecté dans la chambre intervilleuse de façon intermittente sous forme de jets, "les jets de BOREL". Il atteint sans trop de dispersion latérale la plaque choriale, il se disperse latéralement et circule à faible pression dans les espaces intervillositaires pour être drainé passivement par les veines.

I-4. FACTEURS DE LA CIRCULATION.

I-4.1. Les facteurs mécaniques.

I-4.1.1. La pression artérielle maternelle.

Les modalités circulatoires au sein de la chambre intervilleuse sont, avant tout, la résultante d'un gradiant de pression hydrostatique. Celle-ci atteind en effet 70 à 80 mm de mercure au niveau des artères utéro-placentaires, diminue progressivement le long des jets, de la plaque basale à la plaque choriale, pour atteindre ensuite dans la partie restante de la chambre intervilleuse une valeur moyenne de 10 mm de mercure et de 8 mm dans les veines utéro-placentaires de drainage.

La relation entre pression artérielle maternelle et circulation dans la chambre intervilleuse a été précisée par un certain nombre de travaux expérimentaux. Chez l'animal, GABEL et GREISS ont démontré que la chute de la pression artérielle s'accompagnait d'une diminution du débit utérin.

I-4.1.2. La contraction utérine.

Ses effets ont été décrits par BOREL. Suivant leur intensité, les contractions peuvent avoir trois conséquences :

- Fermeture des veines de drainage, la circulation artérielle étant conservée.

- Diminution du débit artériel.

- Arrêt du débit artériel.

I-4.1.3. L'exercice musculaire.

Tout exercice musculaire dérivant le sang vers les muscles, diminue le débit placentaire. Ceci souligne l'importance du repos dans tous les cas de souffrance foetale chronique.

I-4.2. Les autres facteurs.

Les facteurs chimiques sont encore mal connus. On a constaté que la perfusion d'oestrogènes augmentait, chez la brebis, le débit utérin de 35 à 40 %.

- Les facteurs nerveux.

L'équilibre entre sympathique et parasympathique règle la circulation utéro-placentaire.

- Les facteurs pathologiques.

Une diminution du débit utéro-placentaire paraît exister dans un certain nombre d'affections maternelles à retentissement foetal. Au premier rang d'entre elles viennent les dysgravidies.

I-5. POIDS DU PLACENTA.

Le placenta jouant un rôle primordial dans les échanges foetaux maternels, de nombreux auteurs ont étudié les variations du poids du placenta avec le poids du foetus.

Une relation, poids du foetus, poids du placenta est classiquement admise mais elle n'est pas constante au cours de la grossesse. WALKER a montré que le rapport poids du foetus, poids du placenta croît jusqu'aux dernières semaines, puis devient constant.

On définit l'index placentaire, comme le rapport poids du placenta, poids du foetus. Pour certains il varie de façon significative. Une variation existe également entre la primipare et la multipare. A placenta égal, le foetus est plus gros chez

la multipare que chez la primipare.

Une différence importante apparaît quand on compare les placentas de grossesses normales, à ceux de grossesses pathologiques, ayant abouti à l'expulsion d'enfants morts. L'index passe de 0,148 à 0,122.

S'il est donc admis qu'il existe un rapport entre le poids du placenta et le poids du foetus, donc entre le poids du placenta et la souffrance foetale, il est impossible d'utiliser cette conclusion pour diagnostiquer avant terme, de mauvais échanges foetaux-maternels.

Nous nous sommes donc intéressés à l'un des facteurs, caractérisant ces échanges, mesurable au cours de la grossesse : le débit sanguin placentaire maternel, dissocié de la circulation propre au myomètre et au foetus.

D'autres groupes se sont penchés avant nous sur la mesure de la circulation placentaire. Il importe de rappeler leurs travaux.

Chapitre II

DIFFERENTES METHODES DE MESURE DU DEBIT PLACENTAIRE

II-1. LES MESURES DIRECTES.

La première mesure de débit utérin fut réalisée par BARCROFT en 1933 chez la lapine.

Il plaçait une canule dans la veine iliaque et clampait la veine cave en ne conservant que le sang venant des veines utérines. La perte de sang répétée, obligeait à transfuser l'animal en cours d'expérimentation.

Cette technique, brutale et antiphysiologique a montré l'importance du débit utéro-placentaire et sa croissance avec le déroulement de la gestation.

II-2. LES METHODES ELECTRO-MAGNETIQUES.

Il est possible de mesurer un débit intra-vasculaire sans léser le vaisseau grâce à un débitmètre électromagnétique.

Celui-ci est basé sur la propriété qu'a un champ électromagnétique d'être modifié par un flux ionisé.

ASSALI utilise cette méthode chez la chienne et la brebis. Les variations du débit sont enregistrées par des débimètres miniatures qui peuvent être laissés en place pendant plusieurs jours.

Ses principales constatations sont :

- Une augmentation lente du débit, pendant les trois dernières semaines.

- Une diminution du débit durant la contraction, mais pendant l'interphase il est plus important qu'à l'état de repos.

II-3. METHODE UTILISANT LA THERMODILUTION.

La température, en un point d'un fluide auquel on apporte une quantité de chaleur, est fonction du débit du fluide.

Donc, avec une résistance servant de source de chaleur, et avec une thermistance utilisée en capteur de température, on peut mesurer un indice de débit.

Cette technique est intéressante car le capteur peut être miniaturisé à l'extrême et facilement implanté. Mais elle ne donne pas une vraie valeur du débit et est assez imprécise. A notre connaissance cette méthode n'est pas utilisée pour les débits placentaires.

II-4. METHODE UTILISANT LE PROTOXYDE D'AZOTE COMME TRACEUR.

Cette méthode est basée sur l'application du principe de FICK que nous détaillerons dans le chapitre suivant.

Ce principe peut s'énoncer de la façon suivante :

Le débit sanguin, D, à travers un organe pendant un temps donné est égal : au quotient de la quantité, Q, d'un métabolite prélevé par cet organe dans le sang pendant ce même temps, par la différence entre les concentrations artérielles et veineuses en ce même métabolite, à l'entrée et à la sortie de l'organe considéré, $C_a - C_v$.

Ce qui nous donne la relation : $D = \frac{Q}{C_a - C_v}$

KETY et SCHMIDT ont substitué au métabolite un traceur : le protoxyde d'azote administré par inhalation à la concentration de 15 %.

Détermination de Q.

ASSALI estime que l'équilibre des concentrations de protoxyde d'azote entre utérus, oeuf et sang est atteind au bout de 30 minutes. Il ne tient pas compte du coefficient de partition de protoxyde d'azote dans les différents tissus. Il se contente donc de multiplier la concentration veineuse par la masse de l'oeuf pour calculer Q.

Détermination de $C_a - C_v$.

La différence artério-veineuse est mesurée à partir de plusieurs échantillons de sang artériel et veineux prélevés à des temps connus. On construit les deux courbes représentatives des concentrations artérielles et veineuses en fonction du temps. On procède alors à l'intégration des différences de concentrations, c'est-à-dire à la mesure de l'aire comprise entre les deux courbes.

Si cette méthode est relativement simple du point de vue théorique, elle est très complexe à mettre en oeuvre :

Il est très difficile de recueillir du sang veineux utérin pour y doser la concentration de protoxyde d'azote.

Ce fut la première méthode utilisée pour mesurer le débit sanguin utérin chez la femme enceinte.

II-5. METHODE UTILISANT LA 4 AMINO-ANTIPYRINE.

HUCHABEE pour éviter certains inconvénients de la mesure avec le protoxyde d'azote propose d'utiliser la 4 amino-antipyrine.

Le principe est exactement le même que pour le protoxyde d'azote. Mais ce traceur étant plus facilement diffusible, l'équilibre entre le sang et l'utérus est atteind beaucoup plus rapidement.

II-6. CONCLUSION.

Aucune de ces méthodes n'est suffisamment simple pour conduire à un examen aisé, permettant une surveillance constante du débit tout au long de la gestation, notamment au cours de grossesses à hauts risques. Par contre, l'utilisation d'un traceur radioactif permet d'envisager un tel examen. En particulier le Xénon 133, présentant une grande diffusibilité, ainsi qu'une importante inertie chimique, nous a semblé adapté à cette mesure.

Chapitre III

-

ETUDE HEMODYNAMIQUE DE L'UTERUS GRAVIDE, A L'AIDE DU XENON 133.

III - 1. PRINCIPE.

Soit un organe représenté schématiquement sur la fig.III - 1.

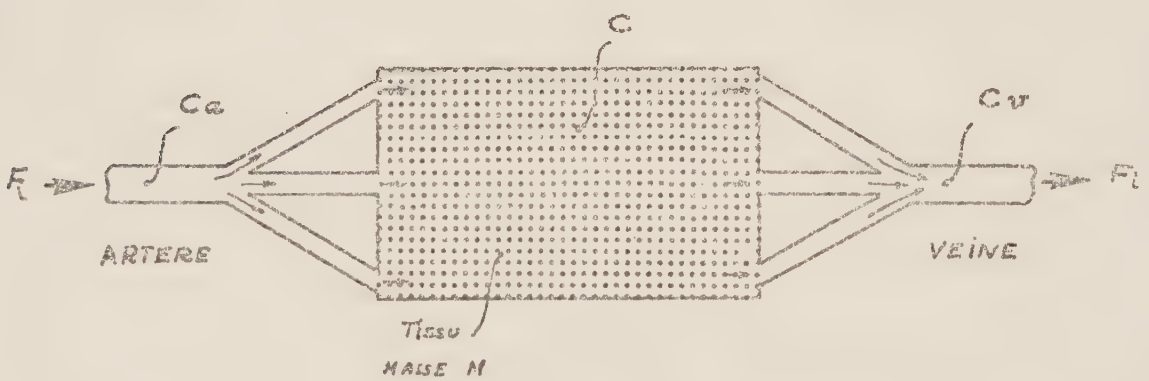


Fig. III - 1

Il est irrigué par un système artériel et veineux, constitué d'une masse tissulaire M et d'une masse sanguine M_s. Si l'on admet que le débit veineux est égal au débit artériel, on peut écrire, d'après le principe de FICK sur la diffusion, la relation :

$$dQ_i = F_i \ (C_a - C_v) \ dt \qquad (1)$$

dans laquelle :

dQ_i = quantité de traceur disparue pendant le temps dt.

F_i = débit sanguin dans le tissu.

C_a = concentration artérielle du traceur.

C_v = concentration veineuse du traceur.

Cette équation différentielle montre qu'à tout moment la quantité de traceur "empruntée" à l'organe est égale à la quantité éventuellement apportée par le système artériel, diminuée de la quantité emportée par les veines.

Cette relation est applicable à n'importe quel traceur. Dans le cas du Xénon, et si l'introduction dans l'organe est faite, par injection et non par saturation des tissus due à une inhalation, on peut admettre qu'il n'existe aucun retour artériel ou qu'il est négligeable.

Nous avons donc : $C_a = 0$

La relation (1) devient donc :

$$dQ_i = - F_i C_v \, dt \qquad (2)$$

Le traceur radioactif présent dans l'organe se répartit par diffusion, inégalement dans le sang et dans les tissus. Si l'on appelle C_i la concentration du traceur dans le tissu, on définit le coefficient de partition λ_i par :

$$\lambda_i = \frac{C_i}{C_v}$$

(2) s'écrit alors :

$$dQi = - F_i \frac{C_i}{\lambda_i} \, dt \qquad (3)$$

Mais on sait d'autre part que la quantité totale de traceur Q_i , retenue par le tissu de masse M vaut :

$$Q_i = M \; C_i$$

Soit en différentiant

$$dQ_i = M \; dC_i$$

l'équation (3) devient donc :

$$M \; dC_i = - F_i \frac{C_i}{\lambda_i} \; dt$$

ou encore

$$\frac{d \, C_i}{dt} + \frac{F_i}{M \lambda_i} \; C_i = 0 \qquad (4)$$

F_i, M, λ_i étant des constantes, on peut poser :

$$\frac{F_i}{M \lambda_i} = K$$

L'équation (4) s'écrit donc :

$$\frac{d \, C_i}{dt} + K \, C_i = 0$$

Cette relation représente une équation différentielle du premier ordre, dont la solution est, en se rapportant aux conditions initiales, t(o) = 0 et C(o) = C_o :

$$C_i = C_o \; \exp. \; (- Kt)$$

La courbe représentative de cette fonction, contiendra suffisamment d'informations pour nous permettre d'évaluer K et donc de connaître le débit.

Le problème est donc de mesurer à chaque instant, la concentration en traceur, du tissu.

Dans le cas d'un traceur radioactif, il suffira de connaître son activité à chaque instant.

Pour déduire de la courbe obtenu la valeur du coefficient K, il faut remarquer que :

Si l'on passe en coordonnées semi-logarithmiques, nous avons :

$$\log. \frac{C_i}{C_o} = - Kt$$

Si l'on appelle T 1/2 le temps en minutes pour que C_i soit égal à $\frac{C_o}{2}$, on a :

$$\log. \frac{C_o}{2C_o} = - K \; T \; 1/2$$

soit : $\log \frac{1}{2} = - 0,693 = - K \; T \; 1/2$

en remplaçant K par sa valeur :

$$\frac{F_i}{M \lambda_i} = \frac{0,693}{T \; 1/2}$$

Dans le cas du placenta λ_i peut être pris égal à 1 car l'on a vu au chapitre I que la masse de sang dans la chambre intervilleuse est importante par rapport à celle des tissus. L'on peut donc considérer que le placenta est essentiellement composé de sang.

Nous avons : $\frac{F_i}{M} = \frac{0,693}{T \; 1/2}$

T 1/2 sera obtenu en reportant la courbe de décroissance de radioactivité en coordonnées semi-logarithmiques, et en mesurant le temps mis par l'activité pour diminuer de moitié.

Cette relation nous permettra donc de connaître $\frac{F_i}{M}$.

Pour évaluer le débit, il faudrait connaître la masse M de l'organe. Or, dans le cas du placenta, cela est impossible.

Nous rapporterons donc arbitrairement le débit à 100 g de tissu, et définirons un index de débit en millilitre, par 100 grammes de tissu et par minute.

Tout ceci n'est valable que dans le cas d'un organe composé de tissu homogène. Dans le cas contraire, la zone explorée est composée de plusieurs tissus se comportant de façon différente vis-à-vis de l'indicateur, ils auront des λ_i différents.

La relation :

$$dQ = F\ (C_a - C_v)\ dt$$

reste valable dans ce cas, à condition de tenir compte de l'hétérogénéité des tissus, en posant :

$$Q = \sum_{i=1}^{n} Q_i$$

Q_i est la quantité de traceur présente au temps t dans le tissu i, n le nombre de tissus de la zone explorée.

Or : $Q_i = C_i\ M_i$

avec M_i = masse du tissu i

donc : $Q = \sum_{i=1}^{n} C_i\ M_i$

ce qui nous conduit, en raisonnant comme précédemment à la relation :

$$Q : \sum_{i=1}^{n} C_{io}\ M_i\ \exp.\ (-K_i\ t)$$

Dans le cas le plus simple : n = 2

$$Q = Q_{o1}\ \exp.\ (-K_1\ t) + Q_{o2}\ \exp.\ (-K_2\ t)$$

Pour la mesure des débits utérins gravides, nous devons tenir compte de la présence de 2 tissus : le placenta et le myo-

mètre. Le dépouillement sera donc plus complexe que dans le cas idéal.

Mais nous devrons constater deux choses :

- la concentration initiale en produit radioactif dans les deux tissus sera fort différente. En effet, si le Xénon est introduit directement dans la chambre intervilleuse, l'utérus à l'instant t = O aura une concentration initiale nulle et donc n'interviendra pas dans la mesure.

- lorsque le Xénon aura diffusé vers l'utérus, le débit du placenta étant grand, le Xénon en aura été en grande partie évacué et ne perturbera pas le mesure du débit du myomètre.

Cela signifie qu'au début de la mesure la variation de radioactivité sera régie par la relation :

$$Q = Q_{o1} \exp. (- K t) + Q_{o2} \exp. (- K_2 t)$$

avec $Q_{o2} \exp. (- K_2 t)$ voisin de O pour t proche de O.

puis la relation :

$$Q = Q_{o1} \exp. (- K_1 t) + Q_{o2} \exp. (- K_2 t)$$

avec $Q_{o1} \exp. (-K_1 t)$ voisin de O pour t assez grand.

Cela se vérifie facilement par l'expérience. En transposant en coordonnées semi-logarithmiques la courbe de décroissance de radioactivité de l'utérus gravide, il apparaît nettement que le début de la courbe est linéaire donc que le deuxième terme est négligeable. Au bout d'un temps, variable avec le débit du placenta, la courbe redevient une droite de pente plus faible que la première, donc le premier terme est devenu négligeable.

Les deux index de débit seront déterminés comme dans le cas où l'organe est composé d'un seul tissu, en utilisant séparément les deux segments de droites. En effet, il est inutile lorsque les débits sont différents, et que l'injection a lieu dans le tissu ayant le débit le plus rapide, de procéder comme le font certains auteurs, à des constructions géométriques complexes pour connaître les débits.

Cette simplification sera justifiée, chaque fois qu'en passant en coordonnées semi-logarithmiques, deux segments de droite apparaîtront clairement.

III - 2. LE XENON 133.

III.-2.1. Généralités.

Le Xénon 133 est un gaz inerte, radio-actif, ayant une période courte de 5,65 jours. Il émet :

- un rayonnement gamma de 81 Kev qui, traversant les tissus, permet sa détection à distance. Mais ce dernier peut être pratiquement arrêté par quelques millimètres de plomb.

- un rayonnement Béta de 350 Kev arrêté en totalité par une faible épaisseur de tissu.

III. -2.2. Inertie.

Le Xénon fait partie, avec l'Argon, le Krypton et le Néon, des gaz rares qui sont caractérisés par une grande inertie chimique.

Ilsn'entrent dans aucune réaction métabolique et n'en déclenchent pas. Le Xénon n'apportera donc aucune modification à l'organe étudié.

III.-2.3. Diffusibilité

Les très intéressantes propriétés de diffusibilité que possède le Xénon constituent un avantage sur les autres corps radioactifs. Cette diffusion est absolument homogène, elle dépend en grande partie de l'inertie et de la neutralité chimique de ce corps.

CONN a déterminé in vitro puis in vivo, les coefficients de partage du Xénon 133 dans les divers composants chimiques des tissus.

Bien que le coefficient de partage entre le sang et le myomètre n'ait pas été déterminé de manière précise, LASSEN et MUNCK pensent qu'on peut s'en tenir aux chiffres obtenus par CONN qui évalue à 0,7 le coefficient de partition entre le sang et le muscle squelettique.

III.-2.4. Elimination.

L'on admet généralement que 97 % de la dose de Xénon injectée, sont éliminés lors d'un premier passage au niveau des poumons. Les 3 % restant vont se répartir dans tout le corps et en seront éliminés, en fonction du temps, suivant la loi établie par GUILLOT et GUIBILEO :

Après avoir saturé par inhalation l'organisme de plusieurs personnes en Xénon 133, ils ont étudié la décroissance d'activité en fonction du temps.

Ils concluent que : si A_o est l'activité globale reçue par l'individu, la décroissance d'activité en fonction du temps t est donnée par la relation :

$$A = A_o \; 0{,}08 \; t^{-0{,}46}$$

III-3. CALCUL DES DOSES INJECTEES.

La dose que nous devrons injecter sera déterminée en tenant compte de deux choses :

Elle devra être aussi faible que possible pour que l'irradiation reçue par la mère et le foetus ne présente aucun danger.

La quantité injectée devra tout de même être suffisante pour permettre, compte tenu du matériel utilisé, une mesure significative. 500 μC_i semblent suffisantes pour que la mesure soit valable, tout en ne soumettant pas la mère et le foetus à une activité dangereuse.

III-3.1. Calcul de la dose de rayonnement reçue par la mère.

La dose de rayonnement reçue par la mère sera fonction de deux paramètres :

- La dose globale injectée, et le temps pendant lequel elle reste dans l'organisme.

Voyons de quelle façon le Xénon après injection dans le placenta va se répartir dans le corps.

Nous savons, d'après des travaux effectués par notre Groupe sur des animaux, que 10 % de la dose injectée part vers le foetus.

97 % de la quantité restante seront éliminés au premier passage à travers les poumons.

Les 3 % qui recirculeront, iront se fixer dans tout l'organisme maternel.

Donc environ 87 % de la dose injectée ne resteront dans le corps que pendant le temps mis par le sang pour aller du placenta aux poumons, soit environ 5 minutes.

Les 13 % restant seront éliminés suivant la loi de

décroissance :

$$A = A_o \; 0{,}08 \; t^{-0{,}46}$$

L'irradiation reçue par la mère sera due aux deux rayonnements du Xénon : le rayonnement Béta de 350 Kev, le rayonnement gamma de 81 Kev.

III.3.1.1. Dose due au rayonnement Béta de 350 Kev.

L'énergie libérée par le rayonnement Béta dans les tissus pendant un temps dt vaut en Ergs :

$$dE = \bar{E}_\beta \; A_d \; dt$$

$\bar{E}_\beta$ est l'énergie moyenne dissipée par désintégration en Ergs.
A_d est le nombre de désintégrations par seconde.
dt l'intervalle de temps en secondes.

Les recommandations du Comité 2 de la C.I.P.R donnent la formule suivante pour $\bar{E}_\beta$

$$\bar{E}_\beta = 0{,}33 \; E_m \; f \left(1 - \frac{\sqrt{Z}}{50}\right) \left(1 + \frac{\sqrt{E_m}}{4}\right)$$

Z est le numéro atomique du Xénon
f est ici égal à 1
E_m = o,350 Mev.

Soit pour le Xénon 133 : $\bar{E}_\beta$ = 0,113 Mev

donc : $dE = 0{,}113 . \; 1{,}6 \; , 10^{-6} . \; A . \; 3{,}7 . \; 10^{7} . \; dt . 60$

$$dE = 400 \; A \; dt$$

A = activité exprimée en mCu
dt = temps exprimé en minutes.

Pendant tout le temps t de l'irradiation l'énergie totale déposée vaut en Ergs :

$$E = \int_0^T dE = 400 \int_0^T A\, dt$$

si cette énergie est dissipée dans un tissu de masse m en grammes, la dose absorbée par les tissus vaut en Rad :

$$D = \frac{E}{100\ m} = \frac{4}{m} \int_0^T A\, dt$$

Nous pouvons donc calculer la dose absorbée par la mère pendant les 5 premières minutes, due aux 87 % de la quantité injectée.

$$D = \frac{4}{m} \int_0^T A\, dt$$

A vaut environ 450 μCi et m est le poids moyen de la mère soit environ 50 000 g.

$$D = 0{,}2\ m\ Rad$$

Calculons maintenant l'irradiation reçue par la mère due aux 3 % de la dose injectée répartis dans son organisme.

Dans ce cas, et en utilisant les hypothèses de départ :

$$D = \frac{4}{m} \int_0^{\infty} A_Q \,.\, 0{,}08.t^{-0{,}46} \,.\, dt$$

Posons :

$$\int_0^{\infty} A\, dt = \int_0^{\infty} A_0 .\ 0{,}08\ t^{-0{,}46}\ dt$$

l'intégrale $\int_0^{\infty} t^{-0{,}46}\ dt$ est divergente.

Donc physiquement la formule $A = A_0 .\ 0{,}08\ t^{-0{,}46}$ ne peut plus représenter l'activité incorporée pour des valeurs de t supérieur à 10 000 minutes, en effet pour des temps aussi grands, il faut faire intervenir la période physique du phénomène et donc introduire un facteur de correction $e^{-\lambda t}$, $\lambda = 9{,}1 \,.\, 10^{+5}$ minutes.

Donc A vaut en réalité :

$$A = A_o \cdot 0{,}08\ t^{-0{,}46}\ e^{-\lambda t}$$

l'intégrale $\int_o^\infty A\ dt$ se calcule, sachant que :

$$\int_o^\infty A\ dt = \frac{\Gamma\ (0{,}54)}{\lambda\ (0{,}54)} = 250$$

La dose absorbée vaut donc en Rad :

$$D = \frac{4}{m} \cdot 0{,}08 \cdot 250 \cdot A_o$$

$$D = \frac{80}{m} A_o$$

si la masse moyenne du corps vaut 50 000 g.

$$D = \frac{80}{50.10^3} \cdot A_o$$

si A_o = 3 % de 500 μC_i.

D = 0,24 m Rad.

Les 10 % qui ont transité vers le foetus n'interviendront pas dans ce calcul, car le rayonnement Béta de 350 Kev ne peut pas traverser des épaisseurs de tissu supérieures à 0,2 mm.

La totalité de l'irradiation reçue par la mère, due au rayonnement Béta est donc de :

D = 0,2 + 0,24 = 0,44 m Rad

III-3.1.2. Dose de rayonnement gamma de 81 Kev.

Les mêmes hypothèses que précédemment seront faites.

L'énergie libérée dans les tissus pendant le

temps dt vaut en Ergs :

$$dE = \Sigma E \left(E_{Br} \right)_m , A_d \, dt$$

avec :

$\Sigma E \left(E_{Br}\right)_m$ = énergie moyenne déposée par désintégration.

A_d = nombre de désintégrations par seconde.

dt : temps exprimé en secondes.

Les recommandations du comité 2 de la C.I.P.R. indiquent la valeur de $\Sigma E \left(E_{Br}\right)_m$ dans le cas du Xénon 133 pour le corps entier : 0,170 Mev.

Cette valeur est la somme de toutes les énergies dûes à tous les rayonnements ou particules émis par le Xénon 133. La contribution du rayonnement Béta est connue et vaut $\bar{E}_B$ = 0,113 Mev.

L'énergie déposée par le rayonnement gamma vaut donc :

0,170 - 0,113 = 0,057 Mev

La dose, exprimée en Rad, due au rayonnement est donc :

$$D = \frac{2}{m} \int_0^T A \, dt$$

Comme précédemment, nous pouvons calculer la contribution des 87 % éliminés par la respiration au premier passage dans les poumons :

$$D = \frac{2}{m} \cdot 5 . A \qquad D = 0,1 \, m \text{ Rad}$$

Le Xénon passé dans le foetus émettra des rayons gamma qui atteindront la mère.

Nous pouvons donc reprendre le même calcul que pour le rayonnement β mais avec A_o égal à environ 13 % de la dose injectée soit 0,065 m Cu, représentant l'activité dûe au Xénon passé dans le foetus et à celui resté dans la mère après le passage du sang au niveau des poumons.

L'activité sera :

$$A = A_o \cdot 0{,}08\ t^{-0{,}46}\ e^{-\lambda t}$$

$$D = \frac{40}{m} A_o$$

si m vaut environ 50.000 g

$$D = 0{,}052\ m\ Rad$$

L'irradiation dûe aux rayons gamma sera donc :

$$D = 0{,}10 + 0{,}05 = 0{,}15\ Rad.$$

La dose totale reçue par la mère si l'on injecte 500 µCi vaut donc :

$$0{,}15 + 0{,}44 = 0{,}59\ m\ Rad$$

Le comité 2 du C.I.P.R recommandant de ne pas dépasser 10 m Rad par semaine, l'on voit que si l'on injecte 500 µCi l'on peut faire un examen chaque semaine en ne faisant supporter à la mère que le vingtième de la dose préconisée.

III.-3.2. Calcul de la dose de rayonnement reçue par le foetus.

III.3.2.1. Dose dûe au rayonnement Béta de 350 Kev.

Le rayonnement Béta reçu par le foetus ne sera dû qu'au Xénon passé dans la circulation foetale.

Nous pourrons donc, en raisonnant comme précédemment, calculer la dose de rayonnement :

$$D = \frac{80}{m} . A_o$$

ici A_o vaut 0,05 m Ci.

m est le poids moyen du foetus soit 3 000 g

D = 1,3 m Rad

III.3.2.2. Dose due au rayonnement gamma de 81 Kev

Nous reprendrons le même calcul que pour la mère, mais en divisant par deux la dose émise par les 87 % contenus dans la mère et éliminés au premier passage dans les poumons, car le Xénon rayonnant dans tout l'expace, le foetus ne recevra au maximum que la moitié de la dose , donc :

D = 0,75 m Rad

De même, il recevra la moitié de la dose émise par le Xénon resté dans la mère soit :

D = 0,1 m Rad

Les 10 % passés dans le foetus soumettront ce dernier à une dose de radiation que nous calculons comme nous avons calculé la dose reçue par la mère.

D = 0,66 m Rad

Le foetus reçoit donc une irradiation totale de :

0,1 + 1,3 + 0,75 + 0,66 = 2,81 m Rad

Nous voyons donc qu'en injectant 500 µCi nous pourrons faire un examen chaque semaine en ne soumettant le foetus

qu'au cinquième de la dose préconisée par le C.I.P.R.

III-4. CALCUL DE LA PRECISION DU RESULTAT EN FONCTION DE LA DOSE INJECTEE.

La limite de précision que l'on peut obtenir dans les mesures de radioactivité est déterminée par les fluctuations statistiques qui sont liées au comptage. Ces fluctuations statistiques suivent la loi de POISSON : si $\bar{n}$ est le taux moyen de comptage des particules et n une mesure effective de ce taux, la probabilité p_n d'obtenir n est donnée par :

$$P_n = \frac{(\bar{n})^n}{n} \exp.\ (-\bar{n})$$

Donc si N est le nombre de coups comptés, l'écart type de la mesure est :

$$\sigma = \sqrt{N}$$

Nous avons vu dans un des paragraphes précédents que la valeur de l'index de débit D était donnée par la relation :

$$D = 100\ \frac{0,693}{T\ 1/2}\ .$$

T 1/2 est le temps de demi-décroissance de l'activité enregistrée dans l'organe.

La précision avec laquelle nous connaîtrons D est donc la même que celle avec laquelle nous connaîtrons T 1/2. Nous allons essayer de chiffrer cette dernière.

L'évaluation de T 1/2 se fera avec la même précision que l'évaluation de la pente d, de la droite de décroissance d'activité en coordonnées semi-logarithmiques.

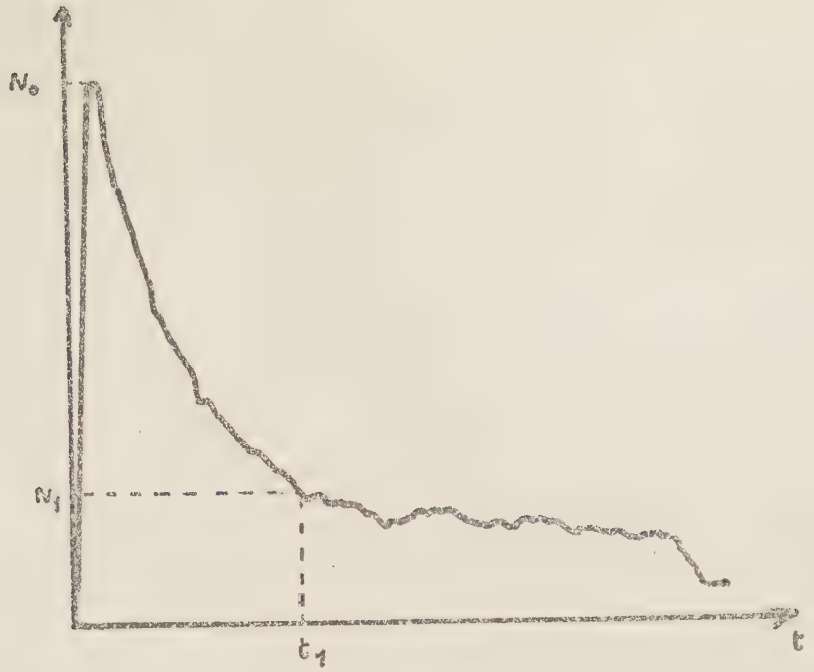


Fig III. 2

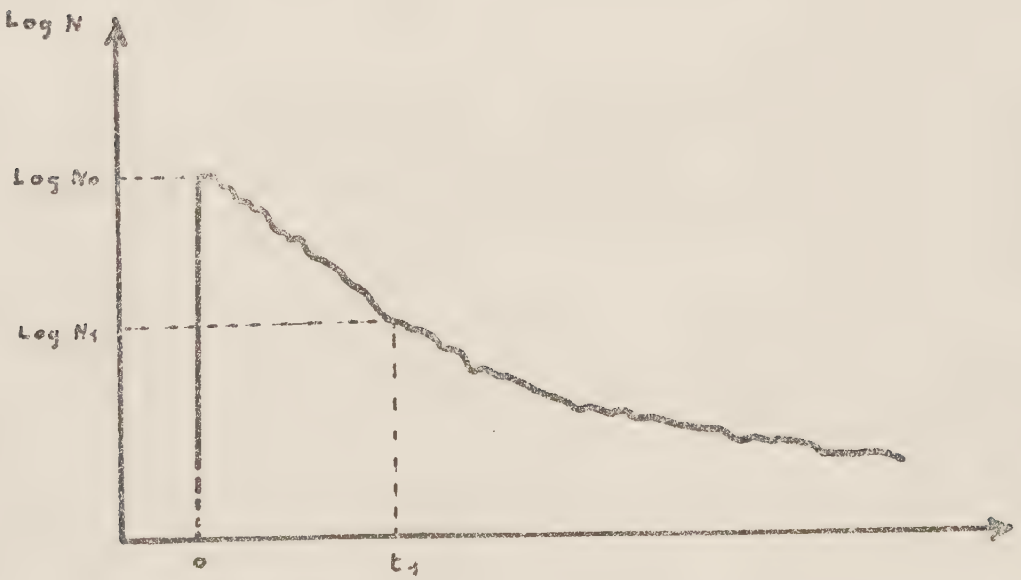


Fig III. 3

D'après la figure III - 3, nous pouvons écrire :

$$d = \frac{\log N_o - \log. N_1}{t_1}$$

L'erreur absolue Δd commise sur d est donc :

$$\Delta d \simeq \Delta(\log N_o) + \Delta(\log N_1)$$

Or, nous connaissons ΔN_o : $\Delta N_o = \pm \sqrt{N_o}$

Nous pouvons donc évaluer $\Delta(\log. N_o)$

$$\Delta(\log N_o) = \text{Log } (N_o + \sqrt{N_o}) - \log (N_o - \sqrt{N_o})$$

Nous avons donc :

$$\Delta d = \log.(N_o + \sqrt{N_o}) - \log. (N_o - \sqrt{N_o}) + \log (N_1 + \sqrt{N_1}) - \log. (N_1 - \sqrt{N_1})$$

ce qui peut s'écrire :

$$d = \log. \frac{N_o + \sqrt{N_o}}{N_o - \sqrt{N_o}} + \log. \frac{N_1 + \sqrt{N_1}}{N_1 - \sqrt{N_1}}$$

Nous verrons au chapitre suivant qu'avec 500 μCi injectées et le détecteur à 20 cm du placenta nous aurons pour N_o environ 3000 cps.

Si nous posons $N_1 = \frac{N_o}{2}$ $\quad t_1 = T\ 1/2$

Δd vaut environ 0,08

Evaluons maintenant l'erreur relative :

$$\frac{\Delta d}{d} = \frac{0,08}{\frac{\log.N_o - \log.N_1}{t_1}}$$

mais : $N_o = 2N_1$ pour $t_1 = T\ 1/2$

donc : $\frac{\Delta d}{d} = \frac{0,08}{0,69} \times T\ 1/2 = 0,11\ T\ 1/2$

Dans le cas du placenta les T 1/2 varient de 3,4 minutes à 0,34 minute.

L'erreur commise sur la mesure de la pente de la droite, et donc sur la mesure de l'index de débit, varie de 3 % à 30 %.

Il est évident que cette erreur est la plus importante que l'on puisse commettre et qu'elle ne sera pratiquement jamais atteinte. Car avant de transposer la courbe en coordonnées semi-logarithmiques, on procèdera à un lissage qui, s'il n'annule pas l'erreur, la minimisera dans de grandes proportions.

Nous voyons qu'il est intéressant d'injecter les doses maxima tolérables car, l'écart type, sur un nombre de coups comptés étant égal à $\sqrt{N}$, plus N sera grand, plus l'erreur relative sera faible et donc plus l'erreur maximum que l'on peut éventuellement commettre sera faible.

D'autre part en injectant des doses importantes nous augmenterons également la précision de la mesure, en rendant le bruit intrinsèque de la chaîne de détection négligeable devant le signal, même en fin de mesure.

—

Chapitre IV

-

ACQUISITION DU SIGNAL

Comme nous l'avons vu au chapitre III, pour connaître le débit, il faut connaître à chaque instant l'activité du Xénon dans le placenta.

La chaîne de détection devra répondre à des impératifs, dictés par son utilisation.

Etant donné que l'on ne veut détecter que du Xénon 133, et qu'il n'y aura pas d'autres corps radioactifs mélangés au Xénon, on peut se contenter d'une résolution relativement faible.

Le taux de comptage s'élevant au maximum à 5000 cps, aucune précaution particulière ne sera nécessaire pour éviter l'effet d'empilement.

Le rendement global sera aussi élevé que possible pour minimiser les fluctuations statistiques.

Pour rendre son emploi facile, le détecteur sera aussi petit et aussi léger que les conditions précédentes le permettront : en effet pour avoir un rendement global élevé il faut que le détecteur soit grand.

Son utilisation par du personnel non spécialisé, devra être simple et ne nécessiter qu'un minimum de réglage.

La condition d'encombrement étant prépondérante, nous avons été conduits à utiliser une chaîne associée à un détecteur semiconducteur au silicium compensé au lithium.

IV-1. LE DETECTEUR.

IV-1,1. Théorie du détecteur semiconducteur.

Dans leur structure habituelle, les détecteurs à semiconducteur peuvent être comparés aux chambres d'ionisation à gaz classiques : les particules à détecter perdent leur énergie par ionisation des électrons liés d'un réseau cristallin, dans lequel règne un champ électrique de collection. Mais alors qu'il faut perdre une énergie de 30 eV pour créer une paire électron-ion dans la plupart des gaz, l'énergie moyenne de création d'une paire électron-trou dans un cristal semiconducteur ou isolant est de quelques fois la valeur de la bande interdite, soit environ 3 eV pour le silicium.

Pour la même particule totalement arrêtée, le détecteur à semiconducteur fournit dix fois plus de charges libres. La fluctuation statistique de ce nombre est donc plus faible, et le pouvoir de résolution bien meilleur.

La détection du rayonnement gamma s'effectue par l'intermédiaire des effets:photoélectrique, Compton, ou de création de paires.

La détection d'un photon fournit environ cent fois plus de paires électron-trou dans un semiconducteur que de photoélectrons à la photo-cathode dans un détecteur à scintillation. De ce fait la résolution en énergie est accrue dans un facteur de 10 pour des rayons gamma de moyenne énergie.

Cependant l'efficacité de détection, liée au numéro atomique du matériau, reste faible.

Il existe deux types de détecteurs.

IV-1,1,1, Détecteurs semiconducteurs à jonction diffusée.

Soit une jonction P-N obtenue par diffusion, L'excès d'électrons de la région N par rapport à la région P, crée un gradient de diffusion d'électrons. Il apparaît donc un courant de diffusion d'électrons de la région N vers la région P.

Le même raisonnement s'applique pour les trous de la région P. Par suite de cette diffusion, le cristal s'ionise de part et d'autre de la jonction, et les deux charges d'espaces fixes de même valeur et de signes opposés qui apparaissent de part et d'autre de la jonction, engendrent un champ électrique $\vec{E_1}$ dans la zone centrale, qui tend à s'opposer à la diffusion. A l'équilibre, c'est-à-dire lorsque le champ ainsi créé s'oppose complètement au transfert des porteurs d'une zone à l'autre, il existe donc une zone de charge d'espace, ou zone désertée.

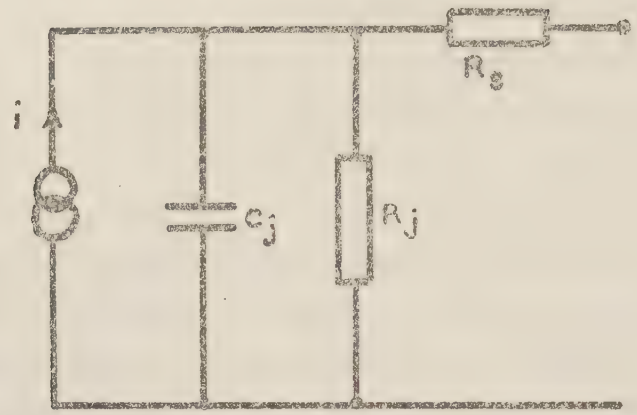
La résistivité de la région centrale est alors élevée par rapport à celle du barreau.

Si l'on applique maintenant une différence de potentiel, polarisant la jonction en inverse, cette différence de potentiel se retrouve pratiquement à la limite de la région de charge d'espace et engendre un champ électrique $\vec{E_2}$ de même sens que $\vec{E_1}$ qui tend à accroître cette région de charge d'espace.

La zone désertée de la jonction est alors analogue à la zone utile d'une chambre d'ionisation dont les électrodes seraient situées à la limite de la zone désertée. Tout porteur engendré par le rayonnement ionisant est alors expulsé par le champ $\vec{E} = \vec{E_1} + \vec{E_2}$ à l'extérieur de la zone de charge d'esplace.

Par suite si l'on a branché une résistance entre la source de polarisation et la jonction, une impulsion de tension apparaît, elle est fonction de l'énergie des porteurs, donc du rayonnement reçu par la jonction.

Le schéma électrique d'une telle jonction est le suivant :

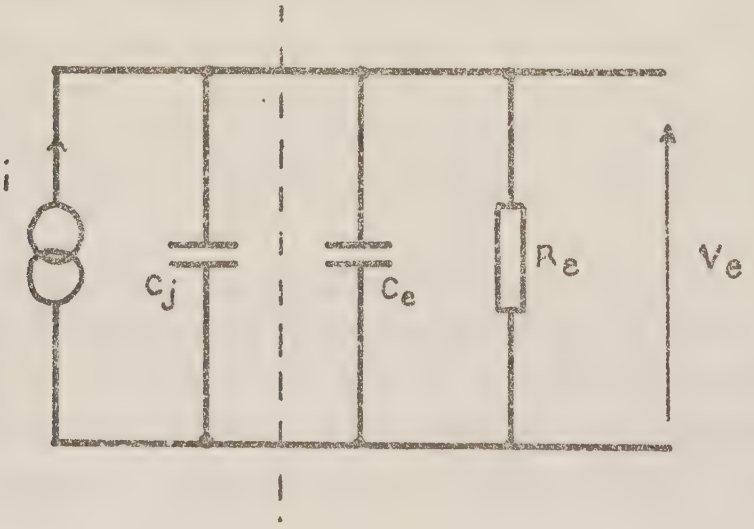


C_j = capacité de la jonction

R_j = résistance de la zone de charge d'espace

R_s = résistance des contacts ohmiques.

L'association jonction, préamplificateur fait apparaître un schéma simplifié.



$$R_e \gg \frac{I}{C_e} \qquad V_e \simeq \frac{Q}{C_e + C_j}$$

Q est la charge fournie par le détecteur

C_e est la capacité d'entrée du préamplificateur

R_e est la résistance d'entrée du préamplificateur

La capacité C_j varie avec la tension de polarisation, car la longueur de la charge d'espace varie avec cette tension. Par suite la capacité d'entrée du préamplificateur doit être grande vis-à-vis de la capacité de la jonction, de façon à ce que la tension de sortie soit strictement proportionnelle à la charge, donc au nombre de particules détectées.

IV-1.1.2. Détecteurs obtenus par compensation de lithium.

La profondeur de la zone désertée d'une jonction P-N n'est pas suffisante pour arrêter les rayons gamma de grande énergie. Aussi pour la détection de ces rayonnements, l'on utilise des détecteurs où par entraînement de lithium, on crée une zone de charge d'espace beaucoup plus profonde.

Un détecteur au lithium se compose de trois régions adjacentes de type P; de type compensé I et de type N.

En polarisation inverse la région de charge d'espace comprend, la zone compensée et deux zones situées de part et d'autre. Ces dernières sont analogues aux zones désertées des jonctions classiques.

La zone de charge d'espace est donc beaucoup plus profonde que celle d'un détecteur à jonction diffusée. De plus sa largeur est pratiquement indépendante de la tension de polarisation, ce qui implique que dans le schéma équivalent du détecteur la capacité C_j est constante. Cette propriété prend toute son importance lors de l'adaptation du préamplificateur au détecteur.

IV-1.2. Calcul du rendement global du détecteur.

Le rendement global sera le produit du rendement géométrique, par l'efficacité du cristal.

Le cristal que nous employons est un cristal de silicium compensé au lithium de 4 cm^2 de surface et de 5 mm de profondeur. Son efficacité est de 20 % à 81 Kev.

Placé à 20 cm de la source son rendement sera donc de 0,016 %.

Donc pour une source de 500 μC , ponctuelle et placée à 20 cm du détecteur nous aurons environ 3 000 cps.

IV-1.3. Position du détecteur par rapport à l'organe.

Certains auteurs préconisent d'éloigner le détecteur du patient afin de diminuer le risque d'erreur dû aux mouvements de la personne examinée. En effet le nombre de coups comptés varie comme l'inverse du carré de la distance et si le détecteur était proche, chaque mouvement se traduirait par une fluctuation du nombre de coups, ce qui fausserait la mesure.

Nous pensons que malgré cela il faut rapprocher le plus possible le détecteur du patient, en effet :

- Ces examens sont brefs, et il est possible à la personne examinée, de rester immobile pendant la mesure.

- Les doses injectées étant relativement faibles, si l'on éloigne trop le détecteur de la source, le nombre de coups comptés devient très vite faible et présente des variations statistiques beaucoup plus importantes que celles dues aux mouvements éventuels du patient.

- Une autre erreur risque de se produire si le détecteur est éloigné de la source :

Supposons qu'une partie du sang marqué sorte du placenta, mais en restant dans le champ du détecteur, ce qui est possible si l'évacuation a lieu parallèlement à l'axe du détecteur. La variation du nombre de coups comptés ne vérifiera plus le principe de FICK, en étant exponentielle, mais variera comme

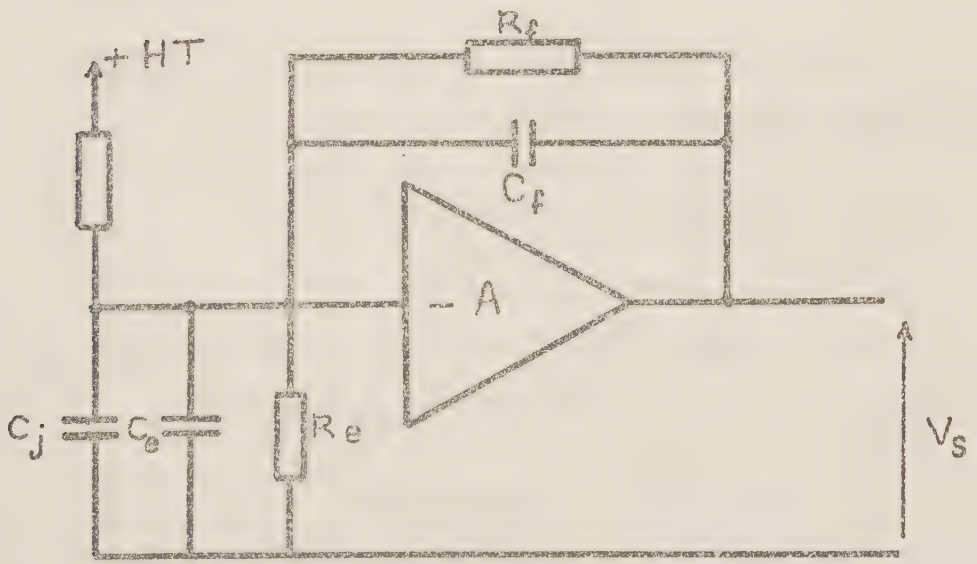
l'inverse du carré de la distance. Il faudrait donc, pour minimiser le plus possible cette erreur, placer le détecteur au niveau du placenta. On devra se rapprocher de cette position idéale en mettant le détecteur pratiquement au contact du patient.

IV-2. LE PREAMPLIFICATEUR.

Le préamplificateur utilisé dans notre chaîne est un préamplificateur de charge.

En effet pour les détecteurs à jonction diffusée, la capacité C_j est fonction de la tension inverse de polarisation dü détecteur. On ne peut donc utiliser un préamplificateur de tension qui fournirait des impulsions dont l'amplitude serait fonction des variations de la polarisation.

Le schéma de principe d'un tel préamplificateur est donné ci-dessous :



La sensibilité à la charge Q est obtenue au moyen d'une contre réaction capacitive.

La capacité ramenée à l'entrée est C_f (1 + A) donc :

$$V_s = \frac{A.Q}{C_j + C_e + C_f \quad (1 + A)}$$

Si A est très grand $V_s = \frac{Q}{C_f}$

La tension de sortie est donc indépendante de la capacité du détecteur, et n'est plus fonction que de la charge collectée.

En pratique on met en parallèle sur C_f une résistance de grande valeur, ce qui permet d'intégrer le signal et de fixer la polarisation de la grille du F.E.T.

L'inconvénient de ce mode d'amplificateur est que même à des taux de comptage modérés, "l'empilement" apparaît car chaque échelon de tension décroît avec la constante de temps $R_f . C_f$
Ceci ne peut nous gêner car les taux de comptage sont faibles.

Ce type d'amplificateur permet l'obtention d'un bon rapport signal sur bruit.

IV-3. L'ALIMENTATION HAUTE TENSION.

L'alimentation utilisée est une alimentation régulée à transistors, de 700 V avec pôle plus à la masse.

La haute tension se retrouvant à la mise en marche sur la grille du transistor à effet de champ, devra croître progressivement pour éviter le claquage de la jonction grille, barreau du F.E.T.

IV-4. L'AMPLIFICATEUR LINEAIRE.

L'amplificateur linéaire traite le signal à bas niveau disponible aux bornes du préamplificateur, pour l'amener, après amplification et mise en forme, aux caractéristiques qui le rendent plus apte à l'analyse.

Afin de préserver l'information originale, l'amplification doit présenter une relation linéaire entre l'entrée et la sortie.

Pour améliorer le rapport signal sur bruit, le filtrage du signal est ici effectué par des réseaux, différenciateurs, intégrateurs, qui rendent le rapport signal/bruit optimum.

IV-5. LE DISCRIMINATEUR.

Il sert à extraire la raie du Xénon 133 à 81 Kev du reste du spectre.

IV-6. L'ICTOMETRE LINEAIRE.

Il transforme, par intégration, les impulsions en tension proportionnelle à leur nombre.

Tout cet ensemble dont le schéma est donné Fig. IV-1 est un ensemble du commerce. Le préamplificateur a été étudié spécialement par la Radiotechnique pour cette application. En effet il était impossible de connecter le préamplificateur au détecteur par un câble d'une certaine longueur : sa capacité propre empêchait tout fonctionnement normal.

Le transistor à effet de champ, servant d'étage d'entrée, a donc été inclu dans le détecteur, et les autres étages sont reliés par câbles. Ainsi sans qu'il se pose de problèmes de miniaturisation du préamplificateur nous disposons d'une sonde de détection de volume réduit.

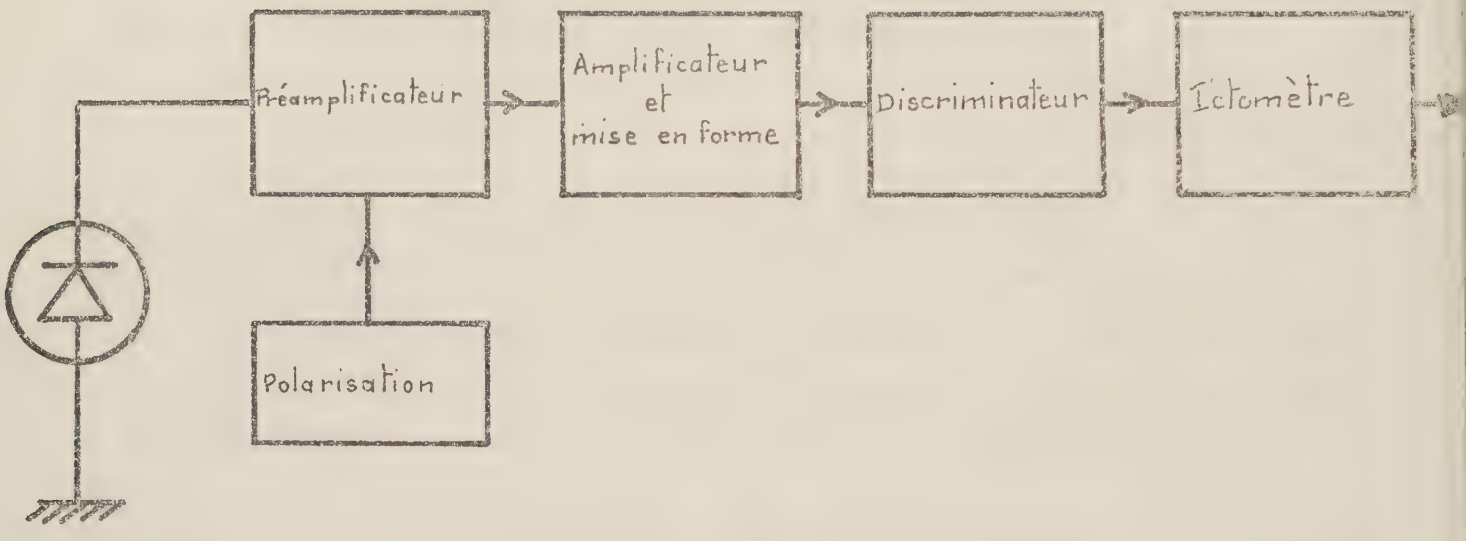


Fig. IV-1

Chapitre V

-

TRAITEMENT DU SIGNAL

A la sortie de la chaîne de détection nous obtenons une courbe de décroissance exponentielle en début de mesure (Fig. V-1).

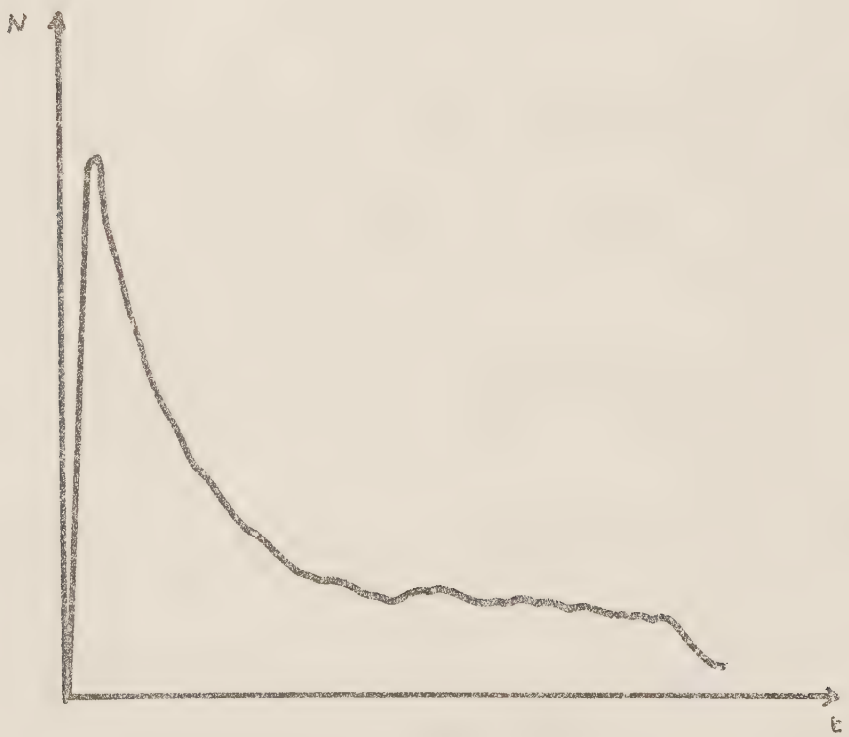


Fig. V-1

Si nous la transposons en coordonnées semi-logarithmiques (Fig.V-2) nous obtenons une droite pour des dates proches de l'origine.

Fig. V-2

Nous avons vu au chapitre III que l'indice de débit D est donné par la relation :

$$D = \frac{0,693 \quad x \quad 100}{T\ 1/2}$$

D est le débit en millilitres, par 100grammes de tissu et par minute.

T 1/2 est le temps de demi-décroissance enregistré exprimé, en minutes.

Il est donc possible, de mesurer le temps de demi décroissance en coordonnées semi-logarithmiques et d'en déduire par simple calcul la valeur du débit.

Cette méthode présente de nombreux inconvénients :

- elle retarde, pour le médecin, l'obtention du résultat.

- elle nécessite des calculs et des transpositions de courbes.

- elle fait intervenir, au moment de la transposition en coordonnées semi-logarithmiques, un facteur personnel de l'opérateur qui peut être à l'origine d'une erreur non répétitive sur le résultat.

Il nous a donc semblé indispensable d'automatiser cette série d'opérations.

V-1. DIFFERENTS MOYENS DE TRAITEMENT DU SIGNAL.

Comme nous l'avons vu précédemment la courbe de décroissance a pour équation :

$$N = N_o \exp. \left(- \frac{F}{M} t \right)$$

N est le nombre de coups comptés à chaque instant
N_o est le nombre de coups comptés à l'origine
$\frac{F}{M}$ est l'indice de débit

en coordonnées semi-logarithmiques cela nous donne :

$$\text{Log } N = \text{Log} \left[N_o \exp. \left(- \frac{F}{M} t \right) \right]$$

ou bien :

$$\text{Log } N = \text{Log } N_o - \frac{F}{M} . t$$

ce qui est l'équation d'une droite de pente $- \frac{F}{M}$.

Il nous suffit donc de connaître la pente de la droite pour connaître l'indice de débit.

Nous avons envisagé et essayé 3 méthodes.

- Si nous dérivons par rapport au temps, l'équation de la droite $\text{Log } N = \text{Log } N_o - \frac{F}{M} t$ nous obtenons :

$$\frac{d\ (\text{Log } N)}{dt} = - \frac{F}{M}$$

Nous voyons donc que la dérivée de Log N par rapport au temps nous donnera la valeur de l'indice de débit.

Electroniquement cette méthode est simple à mettre en oeuvre :

Le signal de décroissance d'activité fourni par la chaîne est envoyé dans un amplificateur logarithmique, puis la sortie de cet amplificateur est différenciée par rapport au temps ce qui nous donne une tension proportionnelle à l'indice de débit.

Si cette méthode apparaît théoriquement simple les difficultés pratiques la rendent inexploitable.

En effet le signal donné par la chaîne est, comme nous l'avons vu chapitre III, très bruyant et son équation véritable est :

$$N = N_o \exp. \left(- \frac{F}{M} t \right) + f\ (t)$$

où f (t) représente le bruit.

Nous aurons un rapport signal sur bruit d'autant plus faible que le nombre de coups comptés sera faible.

En passant en coordonnées semi-logarithmiques le rapport Signal/Bruit ne sera pas changé, dans de grandes proportions. Mais en différenciant il diminuera de telle façon que le résultat sera inexploitable.

Nous avons essayé de filtrer la courbe de décroissance

de l'activité pour minimiser le terme f(t) et rendre la différenciation possible.

Nous avons cherché la fréquence de coupure qui permettrait de supprimer le bruit du signal. Mais cette fréquence était trop basse pour que le signal ne soit pas déformé par le filtre.

Cette méthode est donc inutilisable car si l'on filtre le signal pour améliorer le rapport Signal/Bruit, le résultat obtenu n'est pas la valeur exacte de l'indice de débit.

- Une autre méthode consiste à évaluer la pente de la droite en coordonnées semi-logarithmiques, en mettant en mémoire la valeur de deux points : Log N_1 et Log N_2 en les soustrayant et en les divisant par l'intervalle de temps qui les sépare (Fig. V-3).

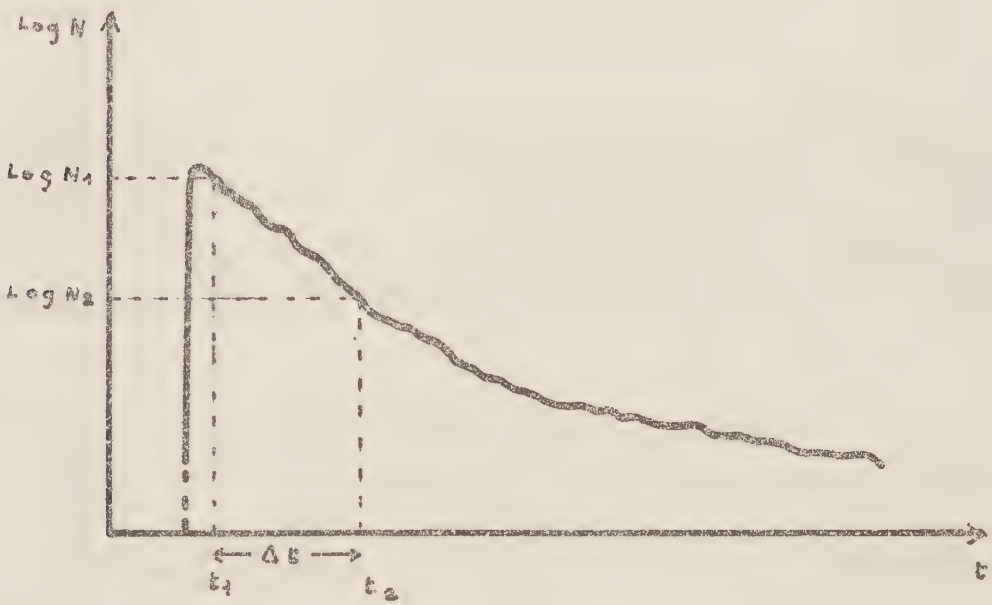
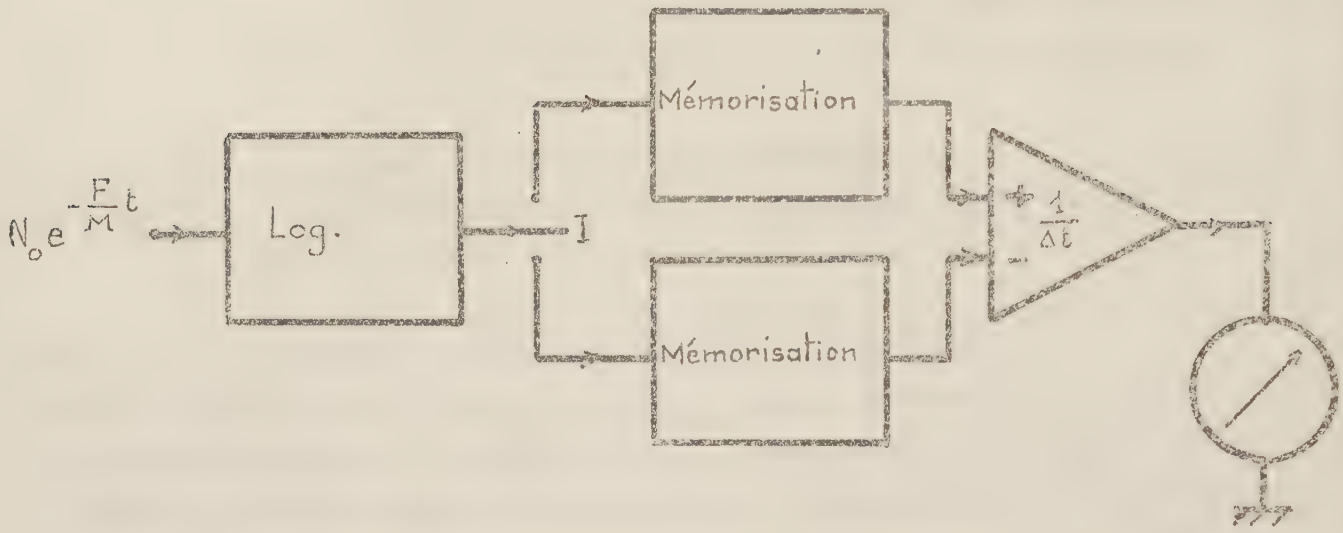


Fig. V-3

Nous ayons donc :

$$\frac{F}{M} = \frac{\text{Log } N_1 - \text{Log } N_2}{\Delta t}$$

Cette méthode conduit donc au schéma de principe suivant :



Le signal est envoyé dans l'amplificateur logarithmique. L'interrupteur I relie la sortie de cet amplificateur à une mémoire pour y stocker Log. N_1. Un instant Δ t après, il connecte la sortie de l'amplificateur logarithmique à une autre mémoire pour y stocker Log. N_2.

Les sorties des deux mémoires sont alors envoyées dans un amplificateur différentiel de gain $\frac{1}{\Delta t}$ qui délivre à la sortie une tension fonction de $\frac{F}{M}$ et permet l'affichage du débit.

Ici encore la présence du bruit rend cette méthode difficilement exploitable.

En effet le niveau de bruit relativement faible en début de mesure, permettrait de mesurer Log. N_1 à condition toutefois de ne pas mémoriser la valeur du signal à l'instant t_1 mais sa valeur moyenne autour de t_1.

Mais la mesure de Log. N_2 est très imprécise, le rapport Signal/Bruit étant devenu trop faible.

Pour augmenter la précision il faudrait augmenter le temps sur lequel on prend la valeur moyenne de Log. N_2.

Ce qui nous conduit à la méthode utilisée.

- Méthode utilisée.

Le signal à la sortie de la chaîne a pour équation :

$N = N_o \exp. (- Dt)$ (Fig. V-4)

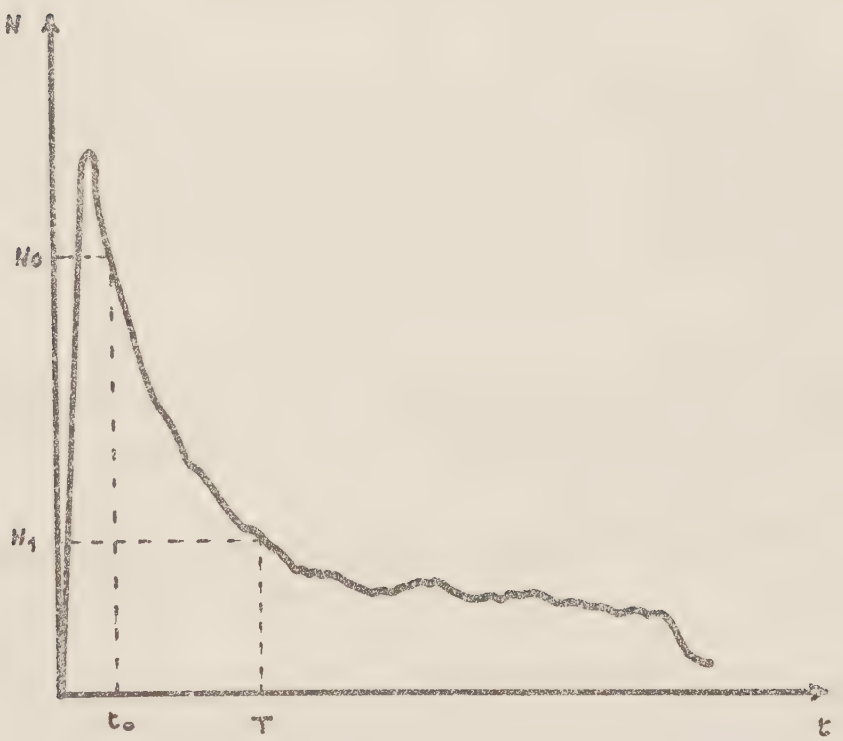


Fig. V-4

où N est le nombre de coups comptés par seconde, à chaque instant t.

N_o est le nombre de coups comptés à l'instant t = o

D est l'indice de débit en ml/100 g mn

t est le temps en secondes.

A la sortie d'un amplificateur logarithmique l'équation du signal précédent sera :

$$Y = A \text{ Log. } N_o - B.D.t$$

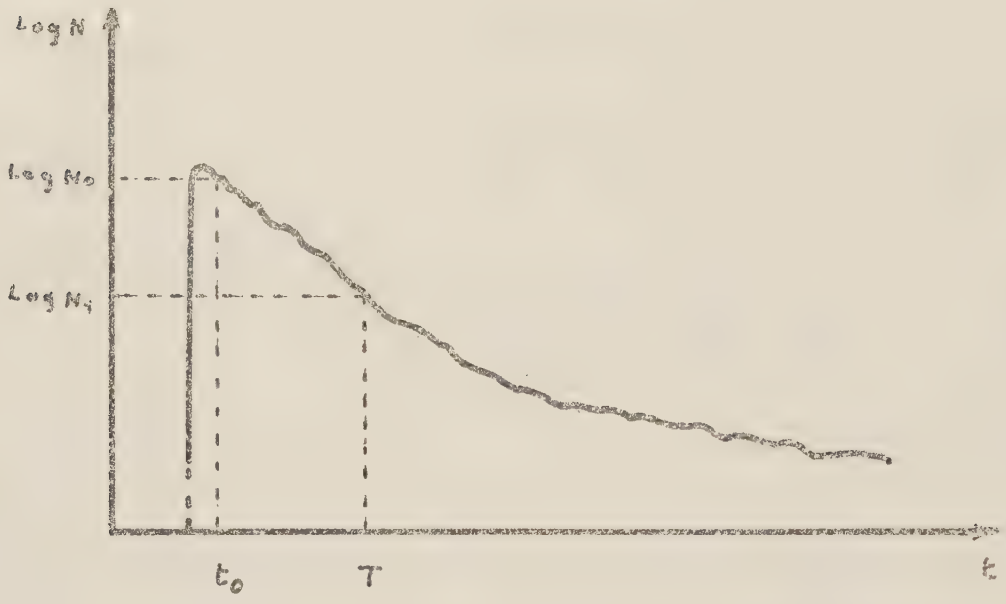


Fig. V-5

où A est une constante qui dépendra du gain de l'amplificateur.
B dépendra du réglage de la loi logarithmique.

Si nous intégrons ce signal entre les instants O et T nous aurons :

$$Y = \int_o^T (A \text{ Log.} N_o - B.\ D.\ t)\ dt$$

$$Y = \left| (A \text{ Log.} N_o)\ t - \frac{B\ D\ t^2}{2} \right|_o^T$$

$$Y = T.\ A.\ \text{Log.}\ N_o - \frac{B\ D\ T^2}{2}$$

T est le temps d'intégration, donc une constante.

En divisant Y par T nous obtenons :

$$\frac{Y}{T} = A \text{ Log. } N_o - \frac{B\ D\ T}{2}$$

A Log. N_o peut être facilement connue, puisque c'est la valeur de Y pour t = O.

En retranchant $\frac{Y}{T}$ de Y (o) l'on a :

$$Y\ (o) - \frac{Y}{T} = \frac{B\ D\ T}{2}$$

En multipliant par $\frac{2}{BT}$ nous obtenons :

$$\left(Y\ (o) - \frac{Y}{T}\right) \frac{2}{B.T} = D$$

Pour obtenir directement le débit il faut donc prendre la valeur de y à l'instant t = O, en retrancher l'intégrale de y entre les instant O et T divisée par T, et multiplier le tout par $\frac{2}{B.T}$ où B est un facteur qui dépend de la conversion linéaire logarithmique.

L'erreur que l'on commettra sur l'évaluation du débit, aura donc deux séries de causes :

- d'une part la valeur du rapport Signal/Bruit à la sortie de la chaîne de détection.

- d'autre part le traitement du signal.

Comme nous l'avons déjà vu nous ne pourrons améliorer indéfiniment le rapport Signal/Bruit pour des raisons de sécurité.

Voyons de quels paramètres va dépendre l'erreur introduite par le traitement du signal.

L'indice de débit est donné par la relation :

$$D = \left(Y(o) - \frac{Y}{T}\right) \frac{2}{BT}$$

Si nous admettons que l'on ne commet aucune erreur sur l'évaluation de B et T car ce sont des constantes, nous pourrons écrire que l'erreur relative de l'indice de débit $\frac{\Delta D}{D}$ est :

$$\frac{\Delta D}{D} = \frac{\Delta Y(o) + \Delta Y}{Y(o) - \frac{Y}{T}}$$

$$\frac{\Delta D}{D} = \frac{\Delta Y(o) + \Delta Y}{B.D.T.} \times 2$$

Nous devrons donc faire en sorte que : Y (o) et Y soient les plus faibles possible. En particulier il ne faudra pas que la mise en mémoire de Y (o) s'accompagne d'une erreur. Ceci nous a conduit à utiliser une mémoire numérique.

Nous aurons également intérêt à avoir le dénominateur le plus grand possible, c'est-à-dire que le temps d'intégration devra être grand, ainsi que D qui caractérise la pente de la loi logarithmique.

Un compromis devra être adopté car l'on ne peut augmenter indéfiniment ces deux paramètres.

T ne peut être choisi trop grand car on risquerait alors, pour des débits très rapides, d'intégrer dans des zones où la courbe en coordonnées semi-logarithmiques n'est plus linéaire .

De même il serait dangereux d'augmenter D car cela réduirait la dynamique de l'appareil en diminuant le nombre de décades exploitables au niveau de la loi logarithmique.

Au vu des premiers résultats, en ayant un temps d'in-

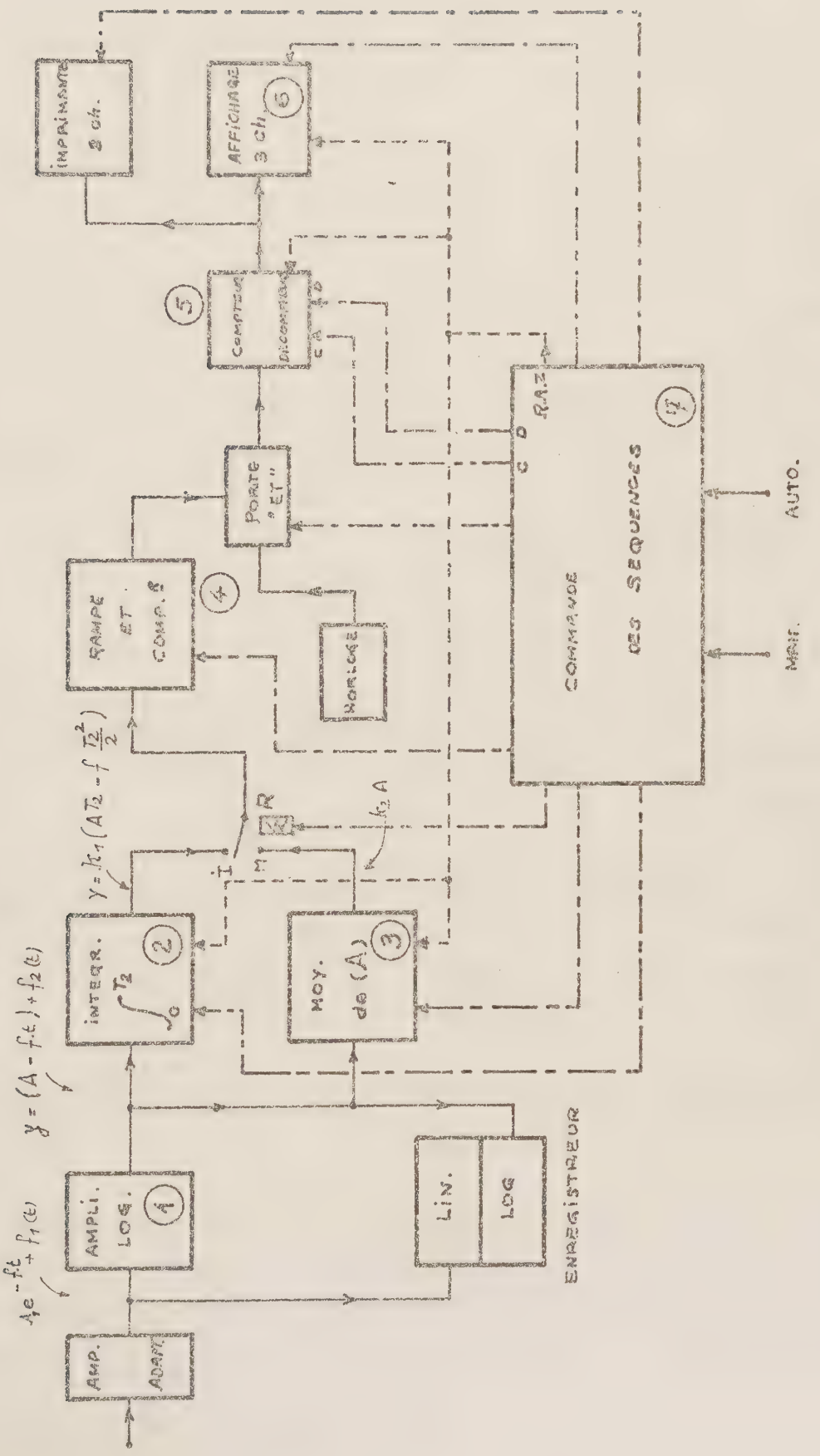

IMPRIMANTE
2 ch.
AFFICHAGE
3 ch.
COMPTEUR
DECOMPTEUR
PORTE "ET"
RAMPE ET COMM.
HORLOGE
INTEGR.
MOY. de (A)
AMPLI. LOG.
AMP. ADAPT.
LIN.
LOG
ENREGISTREUR
R.A.Z.
COMMANDE DES SEQUENCES
MAN.
AUTO.

Fig. V.6

tégration de 20 secondes et la loi logarithmique étant réglée de telle sorte que la dynamique d'entrée soit de 3 décades, nous ayons conclu que la précision nécessaire au niveau de l'intégrateur et de la mémoire devrait être de l'ordre de 0,1 % pour que l'erreur due au calcul du débit ne soit pas supérieure à 5 %.

Une autre erreur est introduite par cette forme de traitement. En effet la méthode que nous utilisons consiste en quelque sorte à lisser le signal après l'avoir fait passer dans l'amplificateur logarithmique. Or il est certain que le signal obtenu par lissage après l'amplificateur logarithmique n'est pas le même que celui obtenu par passage dans l'amplificateur logarithmique après lissage. Mais l'erreur introduite est tout à fait négligeable, le détail du calcul est donné en Annexe I.

V-2. REALISATION PRATIQUE.

V-2.1. Fonctionnement.

Nous voyons sur la figure V-6 le schéma synoptique du calculateur exploitant les courbes issues de la chaîne de détection.

Le signal à la sortie d'un amplificateur adaptateur d'impédance est envoyé, d'une part sur un enregistreur graphique (l'enregistrement constituera une archive) d'autre part à l'entrée de l'amplificateur logarithmique (1).

La sortie de l'amplificateur logarithmique est connectée à 3 éléments :

- l'autre voie de l'enregistreur graphique : cet enregistrement permettra à l'utilisateur de s'assurer qu'il y a bien une partie exponentielle dans la décroissance et par conséquent que la mesure est valable.

- le moyenneur (3) qui est déclenché au temps t = 0

- l'intégrateur (2) qui est mis en marche à la date t = 0

Le moyenneur (3) sera arrêté à la date t = T_1, en sortie, il présente à cet instant une tension = K_2 A.

A la date T_1 le relais R sera commuté en M, la porte "et" laissera alors passer une série d'impulsions issues de l'horloge, jusqu'à ce qu'il y ait coïncidence entre la tension K_2 A et la tension issue du générateur de rampe (4), le début de la rampe se situe à l'instant T_1.

Nous aurons donc à la sortie de la porte "et" un nombre d'impulsions proportionnel à K_2A. Ce nombre d'impulsions est stocké dans le compteur-décompteur (5) en position de comptage.

A l'instant T_1 + 1s le générateur de rampe est remis à zéro et le comparateur revient à l'état initial.

A l'instant T_2 le relais R est commuté en I, la porte "et" laisse de nouveau passer une série d'impulsions dont le nombre est proportionnel à $K_1 \left(A T_2 - \frac{B D T_2^2}{2}\right)$.

Le compteur-décompteur (5) étant alors en position de décomptage, soustraira ce nombre de celui précédemment enregistré et contiendra alors un nombre proportionnel à :

$$K_2 A - K_1 \left(A T_2 - \frac{B D T_2^2}{2}\right)$$

Par un choix judicieux de K_1, K_2 et de la fréquence de l'horloge, ce nombre peut être égal à l'indice de débit dans l'unité choisie.

A la date T_2 + 1s le générateur de rampe est arrêté et le comparateur revient à l'état initial. Une commande est alors envoyée pour transférer le contenu du compteur dans une mémoire commandant un affichage sur tubes "NIXIE", et vers une imprimante.

L'ensemble du système est alors remis à zéro et un autre cycle recommence.

La répétition des cycles permet de s'assurer de la validité d'une mesure et de distinguer éventuellement la présence de plusieurs débits.

Le diagramme des séquences est résumé (Fig. V-7).

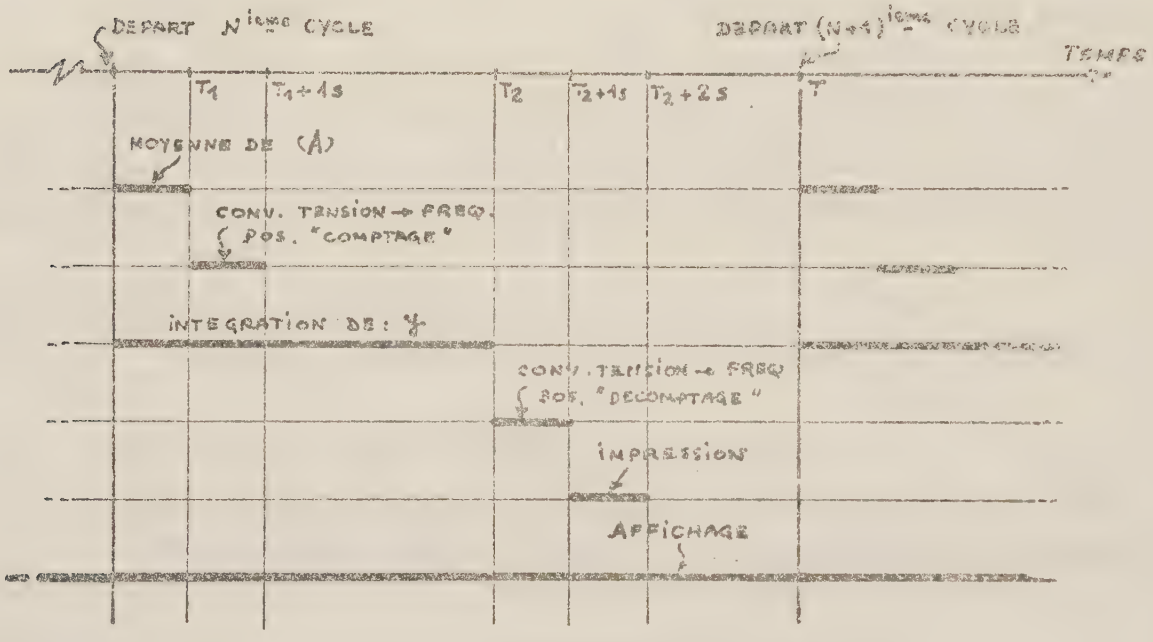


Fig. V-7

Nous aurions pu utiliser un système purement analogique où la soustraction aurait été effectuée par un amplificateur différentiel. Mais nous avons préféré utiliser un système hybride analogique numérique, car il permet :

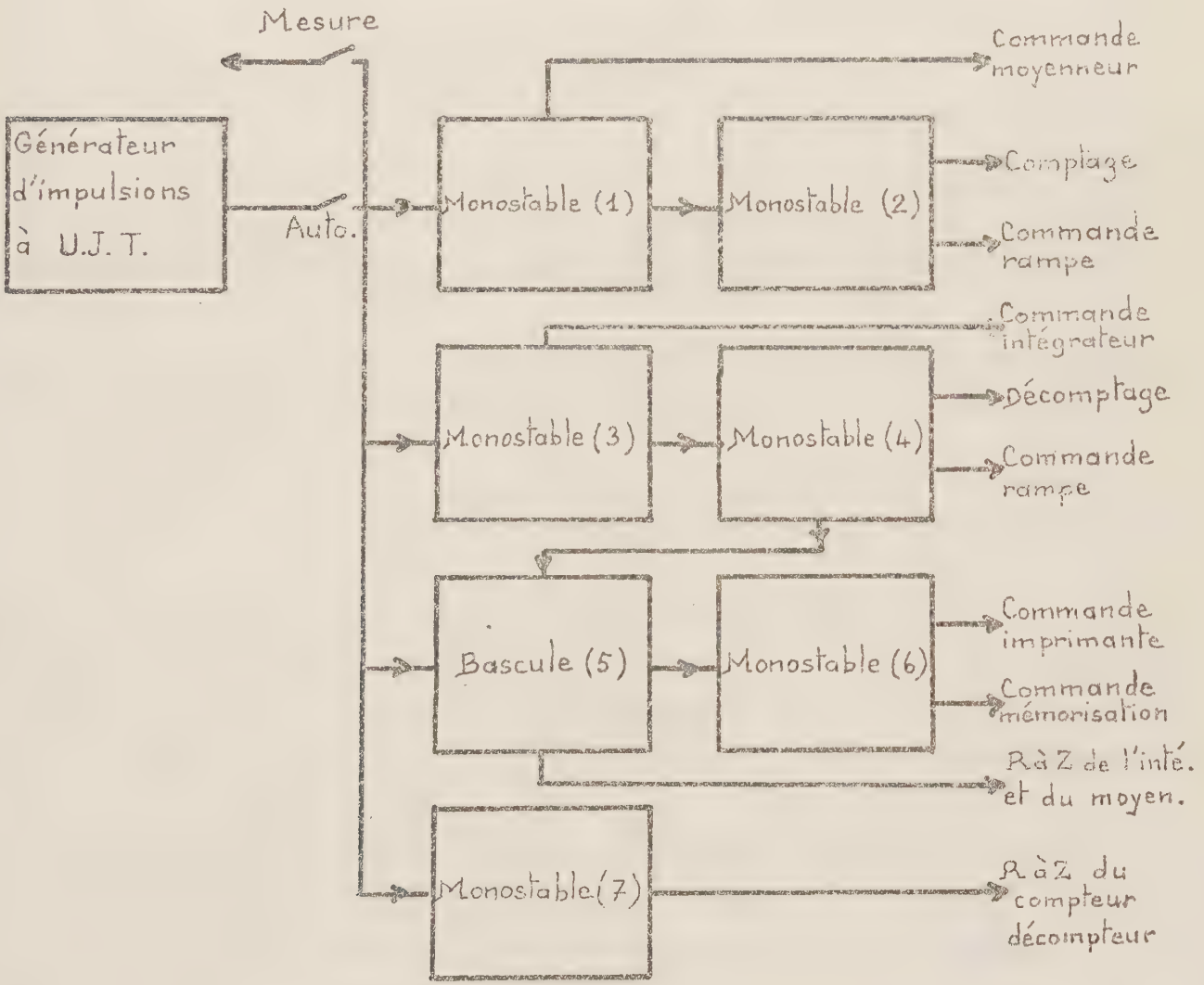
- un affichage sur tubes et imprimante, ce qui facilite la lecture.

- la mémorisation de k_2A sans aucune erreur jusqu'à la fin de l'intégration, puisque le stockage de l'information a lieu sous forme digitale.

V-2.2. Circuits.

V-2.2.1. Le générateur de séquences.

Le générateur de séquences délivre les signaux correspondants à la figure V-7. Il est formé d'un ensemble de monostables, bascules et générateurs d'impulsions à uni-jonction, conformément au schéma synoptique suivant :



Deux fonctionnements peuvent être utilisés :

- un fonctionnement automatique : le poussoir "automatique"est enfoncé, les impulsions issues du générateur à uni-jonction déclenchent alors le système de façon cyclique.

- un fonctionnement manuel : le poussoir "automatique" est relâché, l'impulsion de départ est obtenue en pressant le bouton "mesure", un cycle est alors décrit et l'appareil attend un autre ordre de départ.

L'impulsion commandant le système déclenche 3 monostables et une bascule.

- Le monostable (7) produira une impulsion calibrée en amplitude et durée qui remettra à zéro le compteur décompteur.

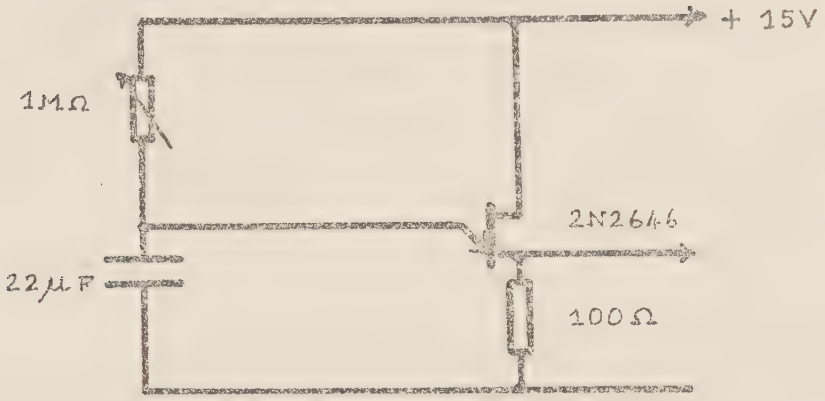
- La bascule (5) change d'état et autorise le fonctionnement de l'intégrateur et du moyenneur.

- Le monostable (1) fournira le signal commandant la mise en route du moyenneur pendant le temps T_1.

En revenant à son état initial, il déclenchera le monostable (2) dont le rôle est de mettre le compteur en position de comptage et de faire démarrer la rampe du convertisseur tension nombre d'impulsions.

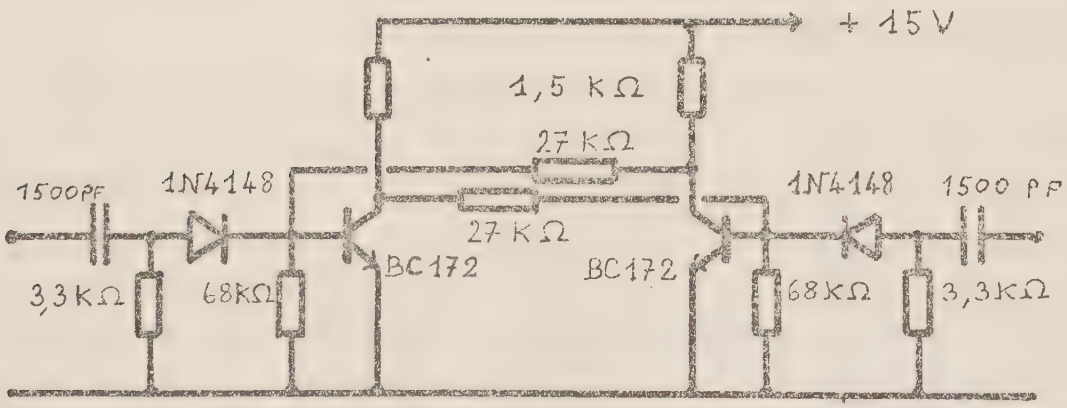
- Le monostable (3) donnera le signal déclenchant l'intégration pendant le temps T_2. A la fin de ce temps,il fera basculer le monostable (4) qui mettra le compteur en position décomptage, et commandera également le départ de la rampe attaquant le comparateur. Ce même monostable en reprenant son état initial fera basculer le bistable (5), qui en revenant à son état de départ, court-circuitera les capacités de l'intégrateur et du moyenneur et entraînera le monostable (6) qui délivrera les impulsions nécessaires à la commande de l'imprimante et de la mémorisation.

Le générateur d'impulsions à uni-jonction est classique et correspond au schéma suivant :



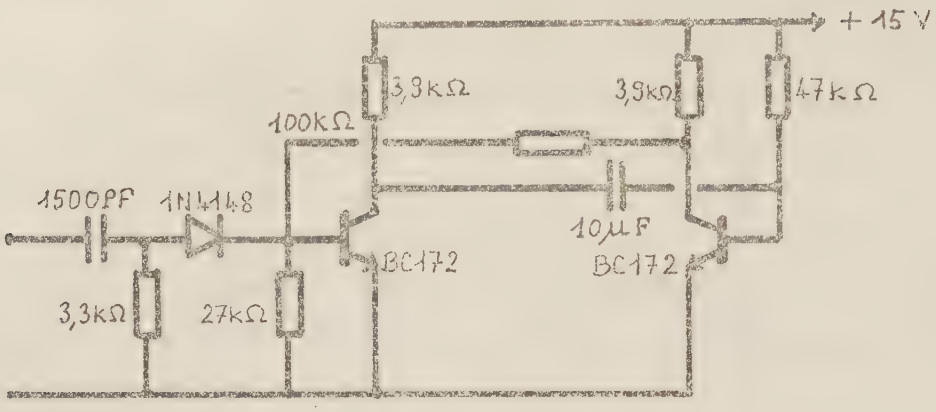
La capacité de 22µF est constituée par un condensateur électro-chimique. Ses éventuelles variations de valeur ne sont pas gênantes car la précision de ce système n'est pas critique.

La bascule est à transistors bipolaires attaqués par des circuits différentiateurs sur les bases.



Les monostables sont de deux types :

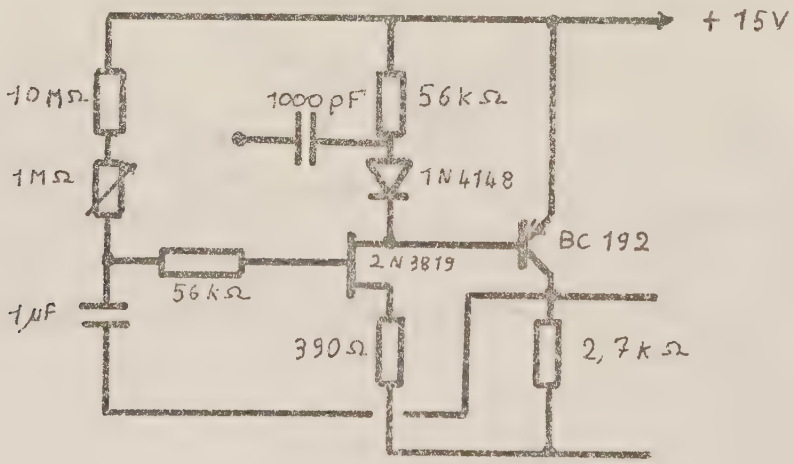
- ceux à période courte : les (6) et (7), ils correspondent au schéma suivant :



- pour des durées longues : de l'ordre de la dizaine de secondes, ne pouvant pas utiliser de capacités chimiques de fortes valeurs qui auraient conduit à une grande imprécision, nous avons dû employer des transistors à effet de champ.

Un montage classique a été essayé, mais la trop grande constante de temps de décharge du circuit RC ne permettait pas d'avoir des temps de descente suffisamment courts pour déclancher, par simple différenciation du signal de sortie, les monostables ou bascules suivants.

Nous avons donc utilisé un montage employant un transistor à effet de champ et un transistor bipolaire.

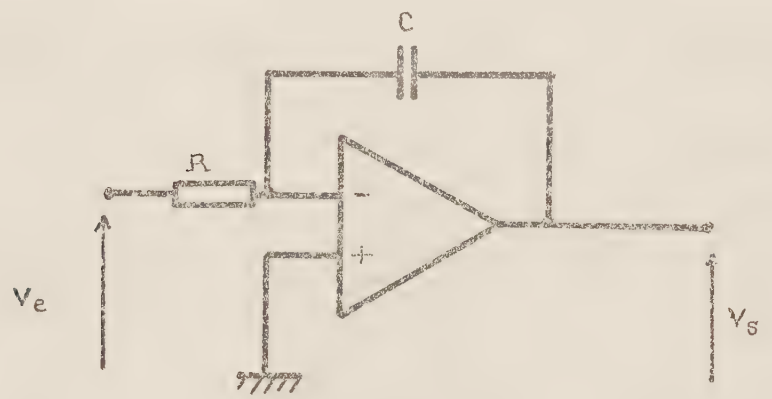


Au repos, le transistor bipolaire est saturé par le courant de drain du transistor à effet de champ, qui est également en état de conduction.

Une impulsion positive, appliquée à la base du BC 192, réduit le courant de ce dernier, amorçant l'effet cumulatif qui bloque les deux transistors. La décharge de la capacité de 1 µF à travers la résistance R fait remonter le potentiel de grille du 2N 3819, jusqu'à ce que ce transistor commence à conduire, amorçant ainsi le rebasculement. La recharge du condensateur aura lieu à travers le transistor bipolaire et l'espace grille source de l'effet de champ.

V.-2.2.2. L'intégrateur.

Il a été réalisé à l'aide d'un amplificateur opérationnel selon le schéma classique de la figure suivante :

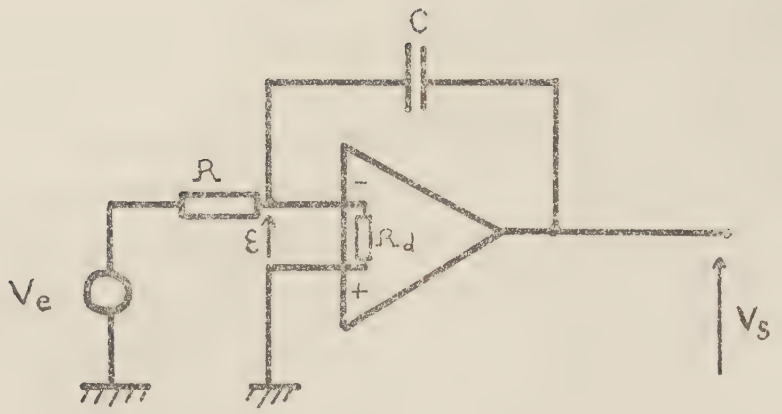


Comme nous l'avons vu dans un paragraphe précédent, la précision de l'intégrateur devra être très grande, de l'ordre de 0,1 % pour que l'erreur due au calcul sur le débit ne soit pas supérieure à 5 % dans les cas les plus défavorables.

Les causes d'erreur dans un tel montage sont multiples mais dépendront surtout de l'amplificateur choisi. Ses caractéristiques se rapprocheront le plus possible de celles de l'amplificateur parfait en particulier en ce qui concerne : la résistance différentielle d'entrée, les courants de polarisation et les tensions résiduelles d'entrées.

- Influence de la résistance différentielle d'entrée et du gain de l'amplificateur en boucle ouverte sur la fonction intégrale.

L'intégrateur peut se schématiser de la façon suivante



Si nous évaluons V_s en fonction de V_e , en posant $G_o = \frac{V_s}{\varepsilon}$ nous trouvons :

$$V_s = - V_e \cdot \frac{1}{RCp} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{G_o} \left(1 + \frac{1}{RCp} + \frac{1}{R_d C_p} \right)}$$

ou bien :

$$- \frac{Vs}{Ve} = \frac{1}{RC\,p} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{G_o} \left(1 + \frac{1}{Cp} \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R_d} \right) \right)}$$

posons : $\frac{1}{R} + \frac{1}{R_d} = \frac{1}{R'}$

$$- \frac{V_s}{Ve} = \frac{1}{RCp} \cdot \frac{1}{1 + \frac{1}{G_o} \left(1 + \frac{1}{R' Cp} \right)}$$

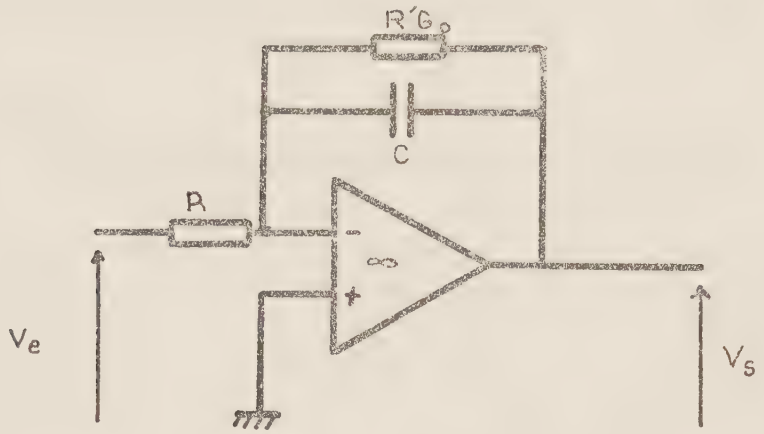
Si G_o est suffisamment grand

$$- \frac{V_s}{Ve} = \frac{1}{RCp} \quad \frac{1}{1 + \frac{1}{G_o} \left(\frac{1}{R' Cp} \right)}$$

donc :

$$\frac{Vs}{Ve} = - \frac{G_o R'}{R} \cdot \frac{1}{1 + G_o R' Cp}$$

ce qui nous conduit au schéma utilisant l'amplificateur parfait suivant :



La réponse à un échelon $\frac{V_o}{p}$ d'un tel système sera :

$$V_s = -k \frac{V_o}{p} \quad \frac{1}{1 + T' p}$$

$$V_s(t) = -k V_o \left(1 - e^{-\frac{t}{T'}} \right)$$

où $k = G_o \frac{R'}{R}$

$$T' = G_o R' C$$

La réponse en fonction du temps d'un intégrateur idéal pour le même échelon est :

$$V'_s(t) = V_o \frac{t}{T} \quad \text{avec } T = R C$$

Formons la différence : $V_s - V'_s = E$

$$E = \frac{V_o \, t^2}{2 . G_o . R' . R . C^2}$$

Exprimons l'erreur, en pourcentage de la tension de sortie :

$$\frac{E}{V_s} = \frac{t}{2 G_o C R'}$$

$$\frac{E}{V_s} = \frac{t}{2.G_o \cdot \frac{R.\ Rd}{R + Rd} \cdot C}$$

Nous avons donc intérêt à avoir G_o et R_d aussi grands que possible.

Avec l'amplificateur que nous utilisons :

$G_o = 5.10^{+4}$

$R_d = 10^{11}\ \Omega$

$R = 5{,}6\ M\ \Omega$

$C = 3{,}3\ \mu F$

$t = 20\ s$

$$\frac{E}{V_s} = 0{,}1.\ 10^{-4}$$

Cette erreur est donc négligeable.

-Imprécision sur l'intégration dûe au courant de polarisation et à la tension résiduelle d'entrée.

Nous pouvons écrire :

Si V_d est la tension résiduelle d'entrée et i_d le courant de polarisation :

$$\frac{dV_s}{dt} = \frac{Vd}{RC} + \frac{i_d}{C}$$

Le terme : $\frac{V_d}{RC}$ pourra être facilement rendu négligeable par des dispositifs extérieurs annulant V_d. Ceci sera réalisable à une température donnée et ne restera valable que si la variation de V_d en fonction de la température reste faible.

On pourrait de même essayer d'annuler le deuxième terme, en injectant sur l'entrée moins de l'amplificateur un courant de sens et amplitude tel qu'il annulerait i_d , mais la très faible valeur de i_d rend une telle réalisation pratiquement impossible. Pour minimiser ce terme, il faudra donc prendre C aussi grand que possible.

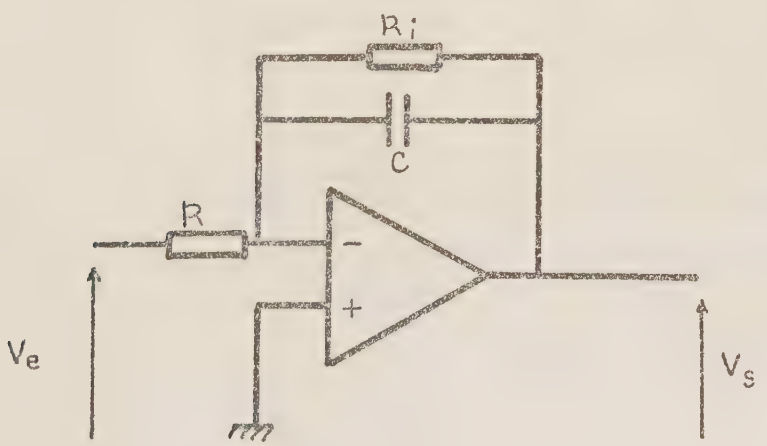
Dans notre cas :

$$\frac{dV_s}{dt} = \frac{i_d}{C} \qquad \text{avec } C = 3{,}3\ \mu F \quad i_d = 20\ pA$$

ce qui fait : 6 μV/s, donc au bout de 20 secondes, : 0,12 mV. Si nous utilisons toute la dynamique de l'amplificateur et qu'au bout de 20 s, la tension de sortie est de l'ordre d'une dizaine de volts, l'erreur sera environ de 10^{-5}.

En utilisant des capacités de forte valeur et des résistances élevées, la résistance d'isolement de la capacité pourra ne plus être négligeable, essayons de chiffrer son influence.

Le schéma est le même que précédemment :



R_i représente la résistance de fuite du condensateur.

Comme précédemment si nous posons $T'' = R_i \cdot C$

$$\frac{V_s}{Ve} = - \frac{R_i}{R} \quad \frac{1}{1 + T'' p}$$

Nous pouvons également calculer l'erreur commise sur l'intégration d'un échelon de tension par l'intégrateur réel, par rapport à l'intégrateur parfait. Nous trouvons si T =R.C.

$$E = \frac{V_o \ t^2}{2 \ T''. \ T}$$

Exprimons cette erreur en fonction du pourcentage du signal de sortie :

$$\frac{E}{Vs} = \frac{t}{2 \ T''}$$

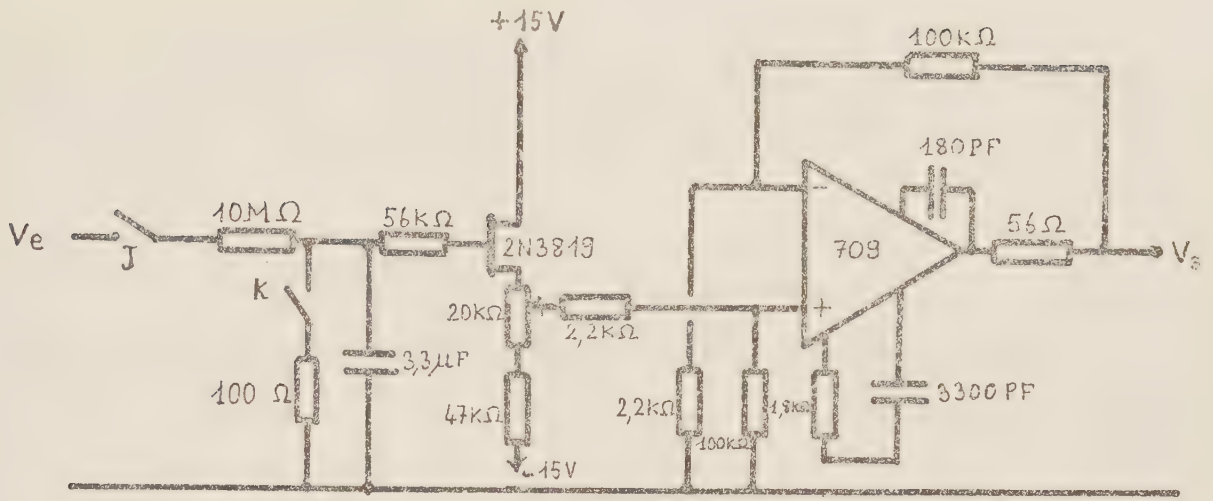
T" avec le condensateur utilisé est de l'ordre de 10^6 secondes à 25°.

$\frac{E}{V_s} = 10^{-5}$ ce qui est encore négligeable. Mais cela nous montre que la capacité choisie devra être de très bonne qualité, donc ne pourra en aucun cas être chimique et par conséquent, sera de valeur relativement faible.

Nous voyons donc que : à condition que les tensions résiduelles d'entrées et les courants de décalages de l'amplificateur varient peu avec la température, nous pourrons concevoir un intégrateur ayant la précision voulue.

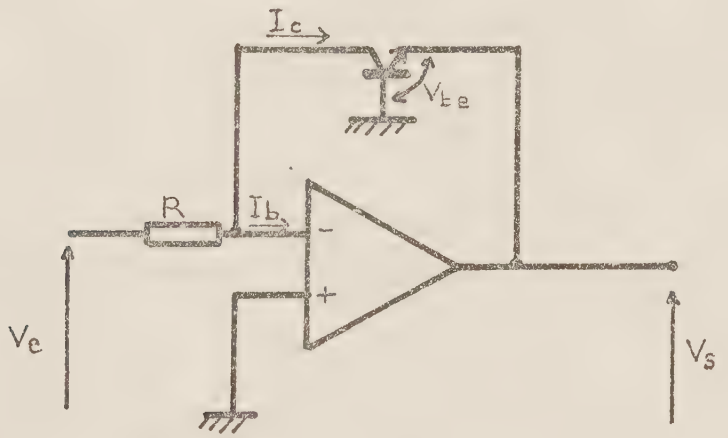
Des considérations économiques nous ont incité à thermostater l'ensemble de ce dispositif, plutôt que d'utiliser un amplificateur ayant de très faibles dérives thermiques.

Le schéma pratique est le suivant :



V.-2.2.3. L'amplificateur logarithmique.

Le montage le plus simple d'amplificateur logarithmique est réalisé en introduisant un transistor monté en transdiode dans la boucle de contre-réaction d'un amplificateur opérationnel.



Nous savons qu'un transistor utilisé en transdiode a une caractéristique, courant de collecteur I_c tension émetteur base V_{eb}, dont l'équation est :

$$I_c = I_o \exp. \left(\frac{q\, V_{eb}}{kT} \right)$$

I_o dépend des caractéristiques du transistor et de la température. Si l'amplificateur se rapproche de l'amplificateur parfait, le courant d'entrée I_b sera négligeable devant I_c et nous pourrons écrire :

$$I_c = \frac{V_e}{R}$$

Nous remarquons que la tension de sortie V_s est égale à $+ V_{eb}$.

Nous pourrons donc écrire :

$$\frac{Ve}{R} = I_o \exp. \left(\frac{q\ V_s}{kT}\right)$$

En prenant le logarithme des deux membres :

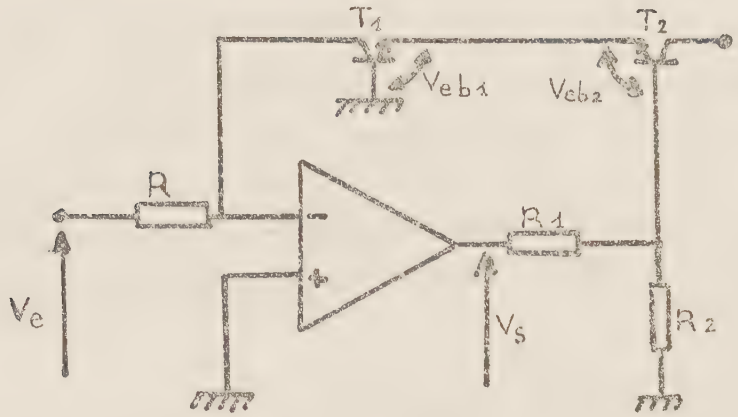
$$V_s = \frac{k\ T}{q} \log \frac{Ve}{Io.\ R}$$

La réponse d'un tel amplificateur sera donc bien logarithmique. Mais nous voyons que cette réponse sera fonction de la température, d'une part à cause du terme $\frac{kT}{q}$; mais aussi du terme I_o.

L'influence de $\frac{kT}{q}$ pourra être facilement annulée puisque c'est une variation linéaire, Nous verrons plus loin comment procéder pour y parvenir.

Mais les variations dues à I_o seront plus difficiles à maîtriser. Nous avons donc préféré faire un autre montage utilisant deux transistors sur le même substrat, et appariés.

Le schéma est le suivant :



Nous pouvons écrire :

$$V_s = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \left(V_{eb2} - V_{eb1} \right)$$

avec comme précédemment :

$$I_{c1} = I_{o1} \exp. \left(\frac{q\, V_{eb1}}{kT} \right)$$

$$I_{c2} = I_{o2} \exp. \left(\frac{q\, V_{eb2}}{kT} \right)$$

si les deux transistors sont parfaitement appariés nous avons $I_{o1} = I_{o2}$ quelle que soit la température.

Formons le rapport de ces deux expressions :

$$\frac{Ic_1}{Ic_2} = \exp. \frac{q}{kT} \left(V_{eb1} - V_{eb2} \right)$$

donc en prenant le logarithme des deux membres

$$V_{eb1} - V_{eb2} = \frac{kT}{q} \log \frac{Ic_1}{Ic_2}$$

en reportant dans (1) nous avons :

$$V_s = - \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad \frac{kT}{q} \quad \log \frac{I_{c1}}{Ic_2}$$

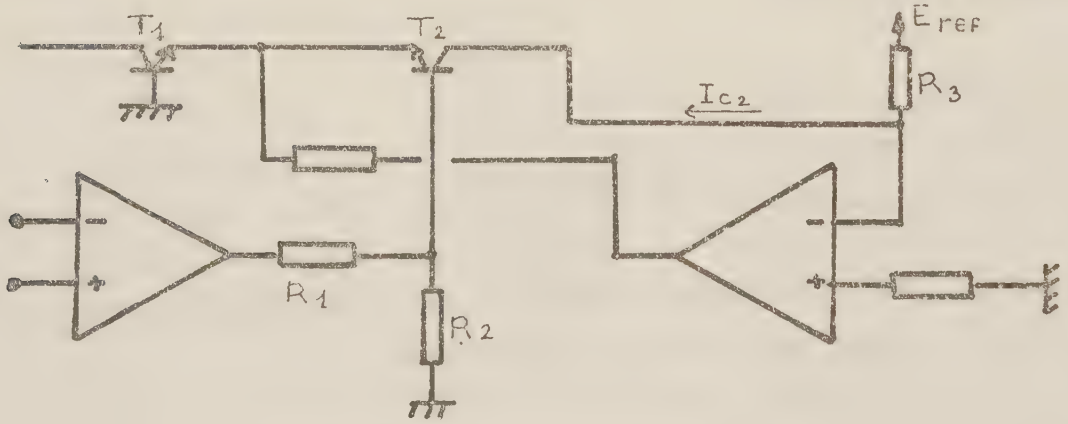
ici encore si l'amplificateur se rapproche de l'amplificateur parfait nous avons :

$$Ic1 = \frac{V_e}{R}$$

$$\text{donc : } V_s = - \frac{kT}{q} \quad \frac{R_1 + R_2}{R_2} \log \frac{V_e}{R.\ I_{c2}}$$

Si I_{c2} est maintenu constant, la tension de sortie V_s variera comme le logarithme de la tension d'entrée et sera indépendante de I_o.

Pour maintenir I_{c2} constant, il suffira d'inclure le transistor 2 dans la boucle de contre réaction d'un amplificateur opérationnel dont l'entrée moins serait maintenue à une tension de référence, suivant le schéma :



$$\text{Nous aurons donc : } I_{c2} = \frac{E\ ref}{R_3}$$

La tension de sortie est donc de la forme :

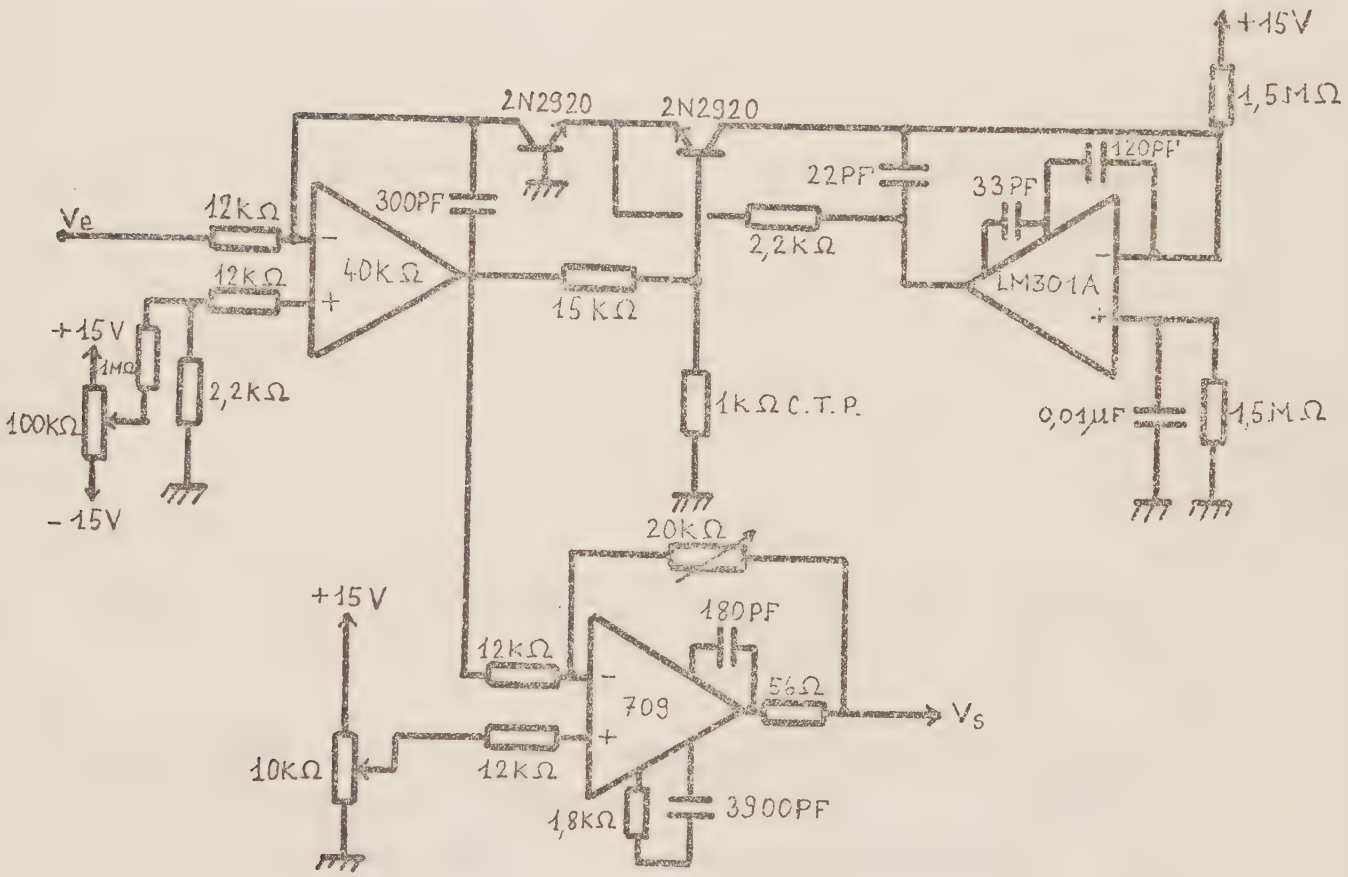
$$V_s = - \frac{KT}{q} \quad \frac{R_1 + R_2}{R_2} \log. \frac{V_e \quad R_3}{E\ ref\ R}$$

pour annuler les variations thermiques, il suffira de choisir R_2 ayant un coefficient de température positif convenable.

Ce montage nous a donné entière satisfaction puisque nous

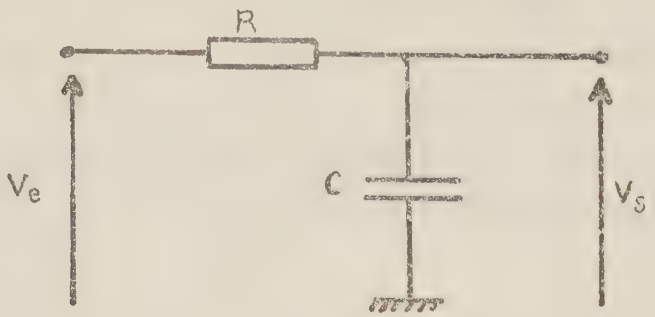
avons 4 décades utilisables avec une variation de température de $t = 15°$ C.

Dans le schéma global ci-dessous, le 709 sert à régler la pente de la loi logarithmique c'est-à-dire : la variation de la tension de sortie pour une variation de la tension d'entrée en fonction de la dynamique que l'on veut obtenir. Ce résultat sera obtenu en jouant d'une part sur le gain et d'autre part en introduisant une tension de décalage.



V.2.2.4. Le moyenneur.

Le moyenneur est réalisé à l'aide d'un circuit RC monté en intégrateur :



Nous pouvons écrire : $RC. \frac{dV_s}{dt} = V_e - V_s$

Si nous supposons que V_s est toujours petit devant V_e nous avons :

$$Rc. \frac{d\ Vs}{dt} = Ve$$

ou bien :

$$V_s = \frac{1}{RC} \int_o^T V_e\ dt$$

[O,T]est l'intervalle de temps sur lequel on prend la valeur moyenne de la tension d'entrée.

Pour que V_s soit petit devant V_e il faudra que la constante de temps RC d'un tel système soit très grande, nous l'avons ajustée expérimentalement pour que la tension de sortie soit environ 50 fois moins grande que la tension d'entrée.

Nous avons vu également dans le paragraphe relatif au fonctionnement de l'appareil que la conversion tension, nombre d'impulsions demandait environ une seconde. Il est donc nécessaire de conserver V_s pendant au moins une seconde. La lecture

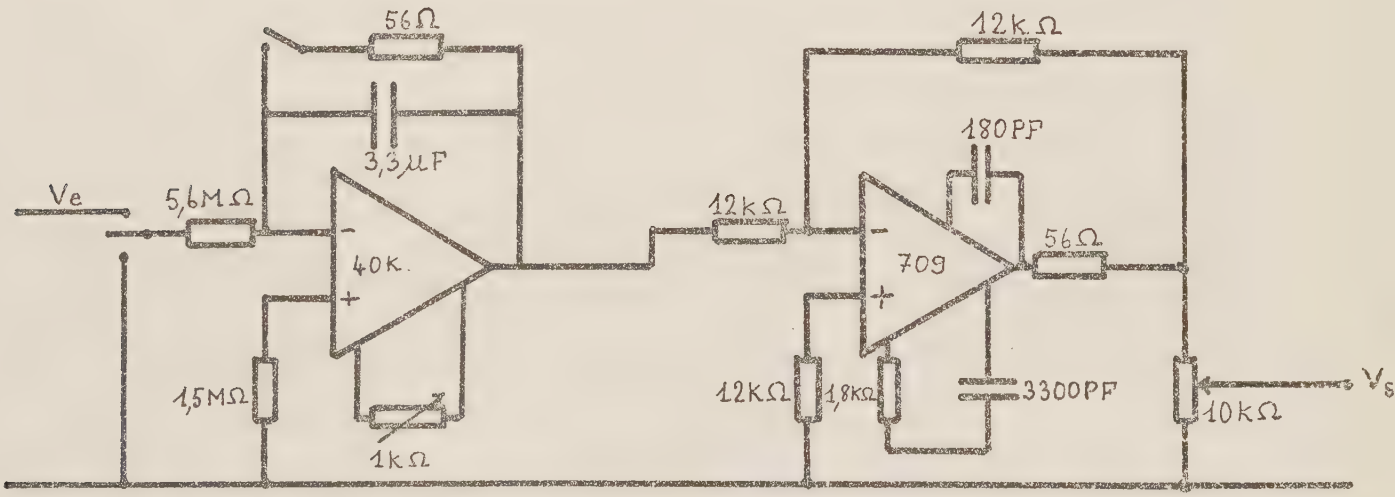
de cette tension doit donc s'effectuer par l'intermédiaire d'un dispositif présentant une haute impédance d'entrée. Nous avons utilisé un transistor à effet de champ monté en émetteur suiveur. Ce dispositif ne permettant pas d'obtenir une bonne linéarité, il était nécessaire de limiter l'amplitude de la tension d'entrée. Ce qui est déjà imposé par l'utilisation du moyenneur.

Le transistor à effet de champ est suivi d'un amplificateur intégré, possédant un gain permettant de ramener la tension de sortie à un niveau compatible avec l'entrée du convertisseur tension-nombre d'impulsions.

J est un relais commandant la mise en route du moyenneur,

K est un relais permettant la décharge de la capacité du moyenneur, dans une résistance de 100 Ω protégeant les contacts du relais, et donc commandant sa remise à zéro.

Tous les relais utilisés sont des relais à lame souple sous ampoule de verre.



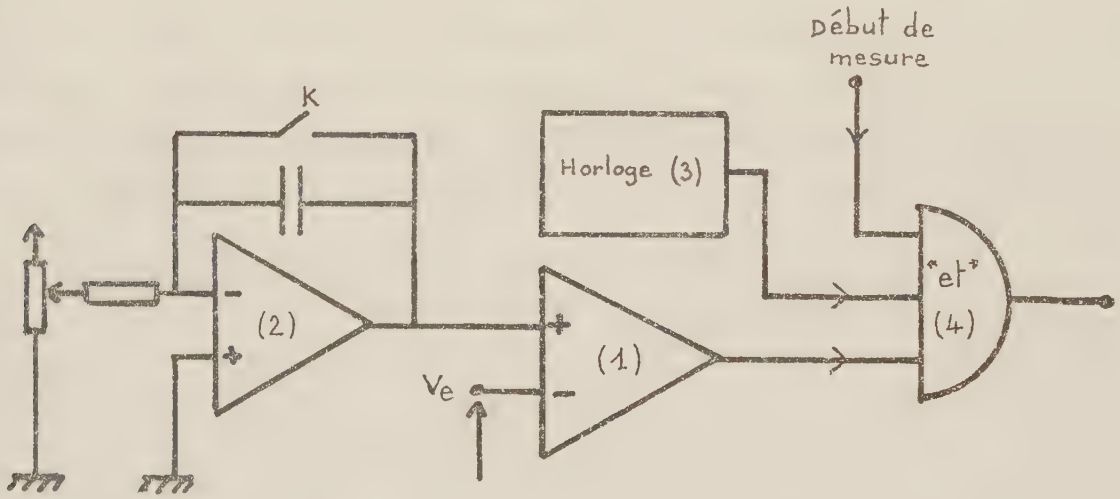
V.2.2.5. Le convertisseur tension-nombre d'impulsions.

Ses deux caractéristiques principales sont :

- une précision de l'ordre de 10^{-3}, pour que l'erreur sur le résultat soit environ de 5 %.

- un temps de conversion faible. Nous nous sommes fixés, pour des raisons de commodité, une durée maxima de 1 seconde.

Ce convertisseur se compose de 4 organes représentés sur le schéma synoptique suivant :



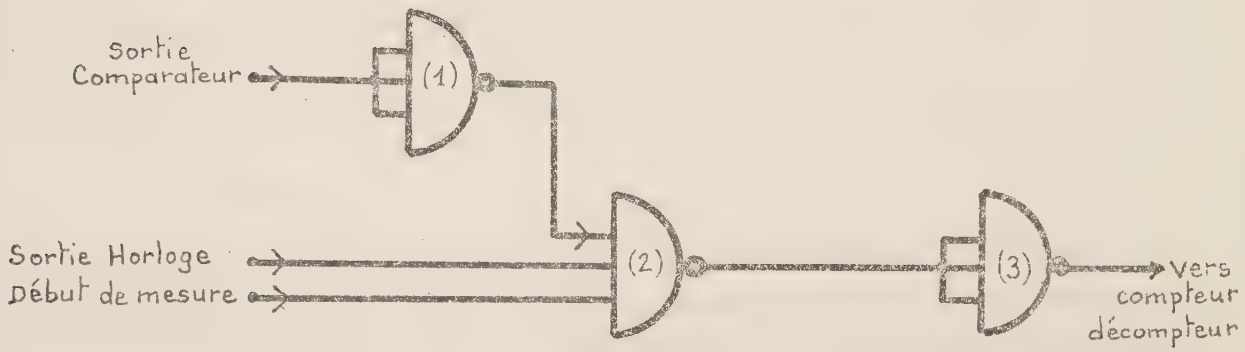
A l'instant t = 0, simultanément, la tension V_s à convertir est appliquée à l'entrée, l'interrupteur K libère l'intégrateur (2) et une rampe apparait en sortie, une tension "début de mesure" ouvre la porte (4) et libère les impulsions issues de l'horloge (3) lorsque la tension à la sortie de l'intégrateur (2) est égale à la tension d'entrée V_s, le comparateur (1) bascule et ferme la porte (4).

En sortie de l'intégrateur, (2) le temps étant directement proportionnel à l'amplitude du signal, le nombre d'impulsions délivré par la porte est une fonction linéaire de la tension d'entrée.

Etudions en détail le fonctionnement de chaque élément :

- la porte .

Elle est constituée par un circuit logique "T.T.L." comprenant trois portes "non-et" à 3 entrées, montées suivant le schéma logique :



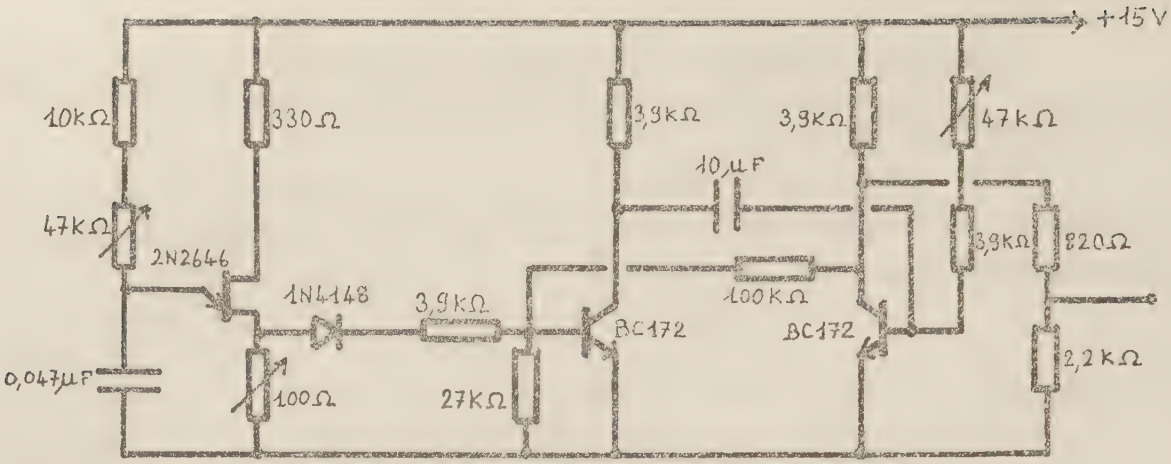
La porte 1 sert à inverser le signal qui est issu du comparateur avec les niveaux "0" et "1" inversés.

La porte 3 transforme le sens des impulsions pour les rendre compatibles avec le compteur.

- l'horloge.

Une stabilité de l'ordre du millième était nécessaire à une fréquence de fonctionnement se situant autour de 3000 hz.

Une telle stabilité a pu être atteinte à l'aide d'un oscillateur à U.J.T. déclenchant un monostable.



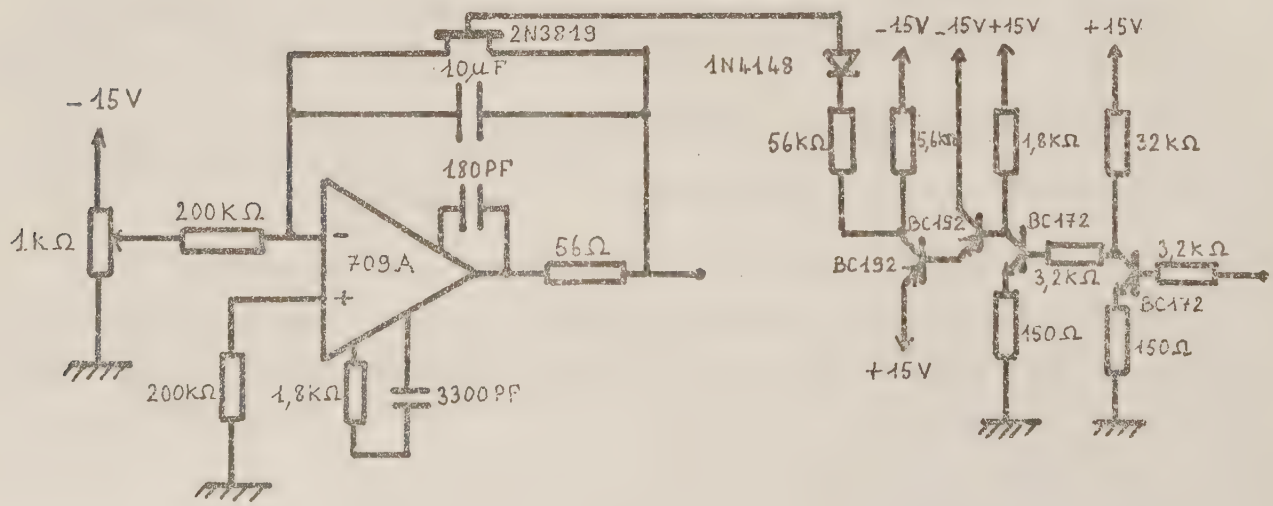
Un réglage de la résistance de 100 Ω permet de minimiser la dérive en température.

Après réglage de cette résistance, nous avons pu obtenir une variation de 0,3 % de la fréquence pour une excursion de température de 20°. A température égale, la stabilité est remarquable et meilleure que 1 hz à 3000 hz.

- le générateur de rampe.

Un amplificateur intégré du type 709A a été utilisé, monté en intégrateur.

L'interrupteur K permettant la mise en route de la rampe, a été réalisé à l'aide d'un transistor à effet de champ monté en interrupteur.



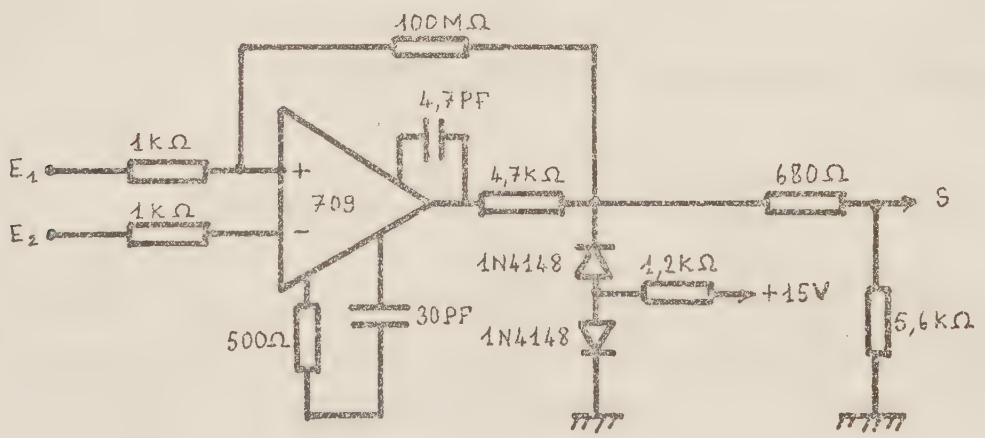
Le potentiomètre de 1 kΩ sert à ajuster la pente de la rampe issue de l'intégrateur.

L'ensemble des transistors BC 172 et BC 192, rend le signal issu du générateur de séquence, apte à bloquer le transistor à effet de champ commandant l'intégrateur.

Nous n'avons pu vérifier de façon correcte la linéarité de la rampe obtenue à l'aide du matériel dont nous disposions au Laboratoire. Mais nous nous sommes assurés de son bon fonctionnement en testant par la suite l'ensemble du convertisseur.

- le comparateur.

Ne désirant pas obtenir des temps de montée très brefs, puisque le système travaille à fréquence basse, mais la définition devant être très grande, nous avons préféré utiliser pour sa réalisation un amplificateur ayant un grand gain plutôt qu'une bande passante élevée. C'est ce qui nous a fait choisir un 709 plutôt qu'un amplificateur employé habituellement en comparateur (type 710 par exemple).



Une légère réaction positive rendra la réponse plus rapide.

Le système de diode et de pont diviseur en sortie rend le signal compatible avec les niveaux logiques TTL de la porte.

Nous avons pu, en fixant le potentiel de E_2 et en faisant croître celui de E_1 par bonds de 1 mv à l'aide d'un standard de tension, constater que la définition était inférieure à celle nécessaire, pour une variation de E_1 comprise entre 1 et 10 volts.

Pour tester l'ensemble du dispositif, nous avons placé à la sortie de la porte un compteur d'impulsions, mis en entrée un potentiel fourni par un standard et connu avec une précision de 5 chiffres significatifs, réglé la fréquence de l'horloge et la pente de la rampe pour que le nombre affiché sur le compteur soit directement égal à la tension en volts.

L'égalité, tension, indication est conservée sur 3 chiffres, à condition que la tension d'entrée varie entre 1 et 10 volts, et que la température reste constante à 2 degrés près.

Ce dispositif a donc une précision suffisante pour notre utilisation.

Sa dynamique relativement réduite ne saurait nous gêner car les niveaux en sortie de l'intégrateur ou du moyenneur ne descendront jamais au-dessous de 2 volts.

V.2.2.6. Le compteur décompteur.

Les premiers essais nous ont montré que, pour calculer les débits maximums de 300 ml/100g. Minute, la capacité de comptage du compteur devrait être de 9999.

Les débits les plus élevés étant de l'ordre de 300, le dispositif d'affichage ne portera que sur les 3 dernières décades.

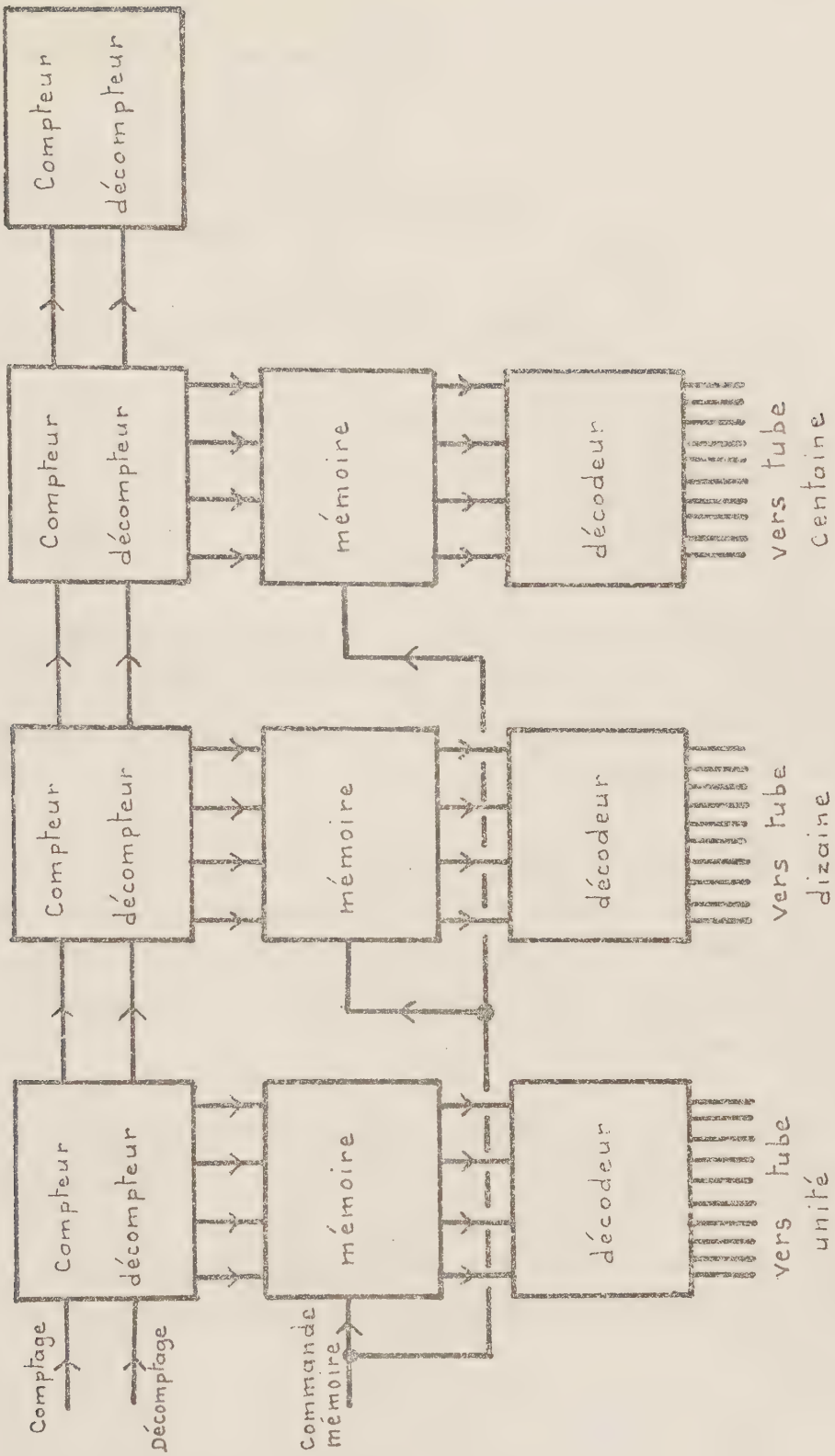

Compteur décompteur
Compteur décompteur
mémoire
décodeur
vers tube centaine
Compteur décompteur
mémoire
décodeur
vers tube dizaine
Compteur décompteur
mémoire
décodeur
vers tube unité
Comptage
Décomptage
Commande mémoire

Fig. V.8

Un dispositif de mémorisation sera nécessaire entre les éléments de comptage - décomptage et les éléments d'affichage. Il permettra de visualiser pendant le calcul le résultat de la mesure précédente.

Cet ensemble a été réalisé à l'aide de circuits intégrés de la série "TTL" suivant le schéma de la fig. V.8.

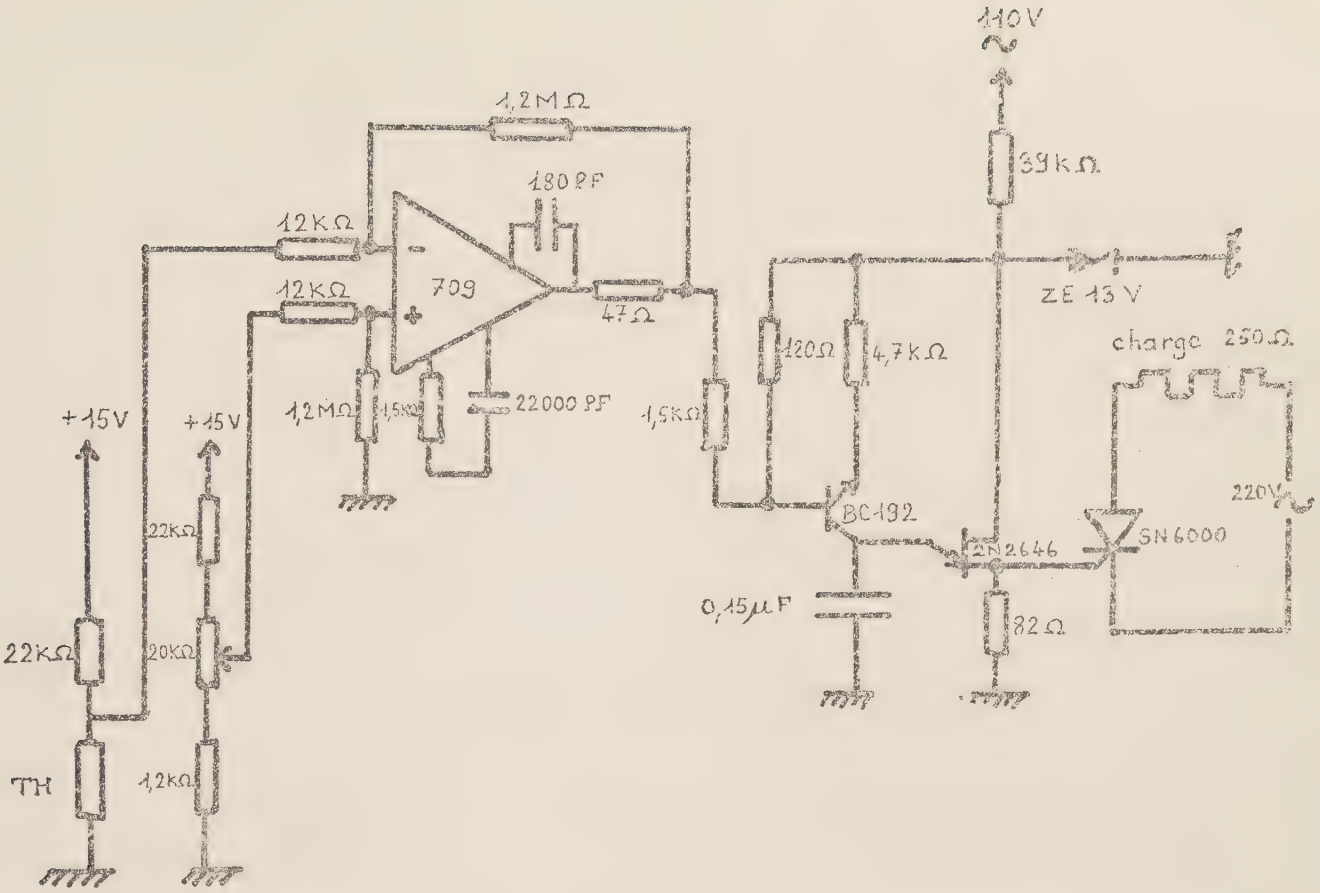
V.2.2.7. La régulation de température.

Malgré toutes les précautions prises au niveau de la conception de chaque circuit, les dérives thermiques étaient trop importantes pour permettre d'obtenir la précision désirée, en particulier au niveau de l'intégrateur et du moyenneur.

Deux solutions étaient donc envisageables : réétudier l'intégrateur et le moyenneur à partir d'amplificateurs à très faible dérive mais très coûteux. Soit thermostater l'ensemble des circuits analogiques.

Cette dernière solution a été retenue d'une part pour l'économie qu'elle représente sur la première, d'autre part, elle permet d'augmenter la précision de tous les circuits car l'ensemble du dispositif en bénéficie et pas seulement l'intégrateur et le moyenneur.

La température de fonctionnement a été fixée à 45 ° C et la précision de régulation , à 0,5 °C. Le schéma suivant nous a donné entière satisfaction, puisque pour une variation de la température extérieure de 18 °C à 38°C la température de l'enceinte thermostatée n'a varié que de 2 dixièmes de degré.


110V
1,2MΩ
39kΩ
180PF
12KΩ
709
12KΩ
47Ω
ZE 13V
charge 250Ω
120Ω
4,7kΩ
+15V
+15V
1,2MΩ
1,5kΩ
22000 PF
1,5KΩ
220V
BC192
22KΩ
2N2646
SN6000
0,15μF
82Ω
22KΩ
20KΩ
TH
1,2kΩ

Chapitre VI

-

RESULTATS

-

VI-1. TECHNIQUE DE MESURE.

VI-1.1. Localisation placentaire.

L'injection de Xénon devant se faire dans la chambre intervilleuse, une localisation précise du placenta, devra être faite avant toute mesure.

La localisation peut être faite de différentes façons :

Par angiographie, les résultats sont bons mais l'examen est complexe.

La localisation placentaire peut également être faite au moyen d'isotopes. Elle est peu employée car elle soumet la mère et l'enfant à une radioactivité importante.

Nous utilisons régulièrement la localisation radiographique. Sur un cliché de profil, on voit apparaître à partir de la 34 ° semaine l'opacité de l'utérus et celle du placenta.

Le cliché est pris avec une règle de pelvimétrie, on en déduit la profondeur et l'épaisseur du placenta en centimètres.

Injection et position du détecteur.

La localisation par ultra-sons a également été utilisée. Mais leurs effets sur le foetus étant mal connus cette technique est employé le moins possible.

Nous pensons que la thermographie devrait donner d'excellents résultats tout en étant parfaitement inoffensive, mais ne disposant pas de l'appareillage nécessaire, nous n'avons pu le vérifier.

VI-1.2. Le traceur

Le Xénon 133 est dissous dans du sérum physiologique isotonique, il est fourni en ampoules stériles de 2,5 ml.

L'activité est de 2,5 ou 5 millicuries par millilitre.

Il est très important d'effectuer le prélèvement à l'abri de l'air et d'éviter la formation de bulles d'air dans la seringue car le Xénon diffuse très rapidement dans l'air.

VI-1.3. Injection et position du détecteur.

L'injection est réalisée à l'aide d'une seringue à insuline et d'une aiguille de 6 dixièmes de diamètre extérieur et de 6 cm de long.

Comme nous l'avons vu à l'aide de manipulations effectuées avec une caméra à scintillation, détaillées en annexe 2, la diffusion du Xénon est très locale et il ne s'éloigne guère du point d'injection. Le détecteur sera donc placé au-dessus du point d'injection, de façon à couvrir une zone d'une dizaine de centimètres de diamètre.

VI-1.4. Mesure.

L'appareil sera mis en chauffe environ une demi-heure

avant l'emploi, en position automatique.

Avant l'injection, la constante de temps sera mise sur 1 seconde, le détecteur correctement positionné et l'imprimante mise en route. Tout de suite après l'injection la constante de temps sera mise en position 10 secondes.

VI - 2. VALIDITE DE LA MESURE.

Pour que ces mesures soient significatives, il faut avant tout qu'elles soient fidèles.

Pour vérifier la fidélité de la mesure, il nous était difficile de répéter sur la même patiente suffisamment d'injections pour conclure avec certitude.

Nous avons donc préféré faire sur plusieurs femmes, deux débits dans les mêmes conditions et avec un très faible intervalle de temps. Si la mesure est fidèle, on doit obtenir un excellent taux de correlation entre les deux séries de mesures.

Le taux de corrélation est de 0,8 pour 14 paires de mesures. La probabilité pour que ce dernier soit significatif est de 99 %.

VI-3. RESULTATS.

L'expérimentation porte sur environ 300 mesures. Plusieurs constatations peuvent être déjà faites en ce qui concerne la valeur normale du débit et son évolution au cours de la grossesse, ainsi que sur le retentissement de certaines affections sur le débit sanguin placentaire.

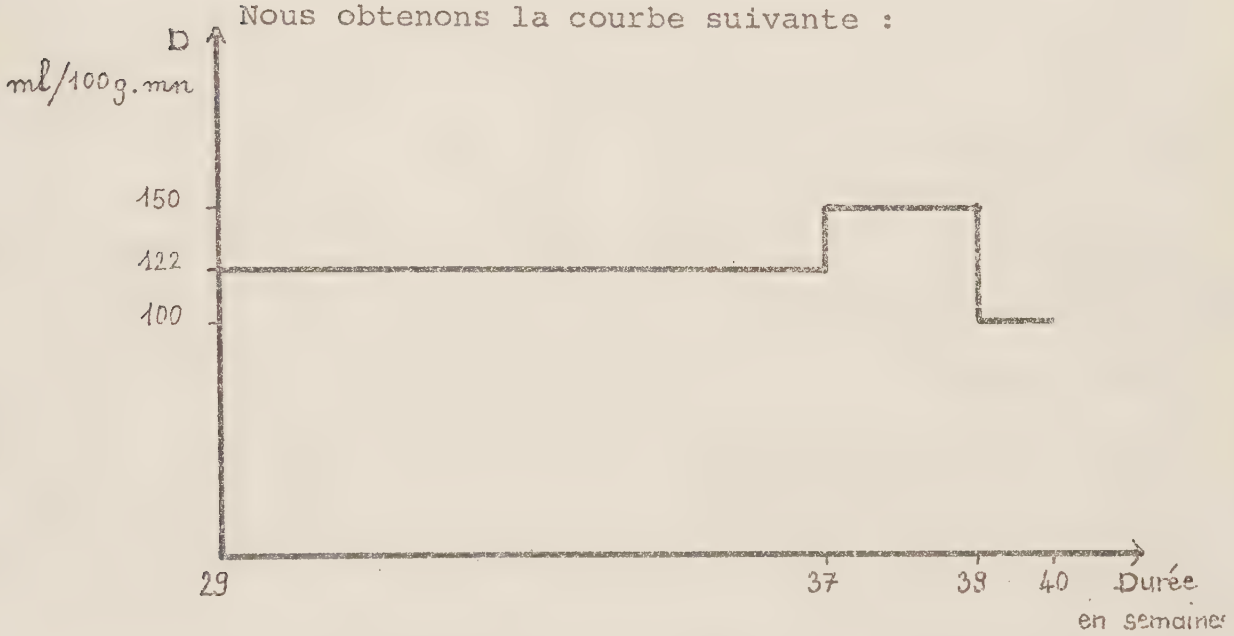
VI-3.1. Valeur normale du débit.

Pour mener à bien cette expérimentation, nous avons sélectionné 50 sujets n'ayant aucune affection apparente et dont la grossesse s'est déroulée normalement, aboutissant à la naissance d'un enfant correctement constitué.

La valeur moyenne du débit est de : 147 avec un écart type de : 35

VI-3.2. Evolution du débit au cours de la grossesse.

Nous obtenons la courbe suivante :



Cette courbe montre qu'après la 41ème semaine le débit chute.

Il sera donc intéressant lors d'une grossesse prolongée de surveiller attentivement le débit et d'intervenir s'il venait à diminuer dans de grandes proportions.

VI-3.3. Grossesses pathologiques.

Toutes les affections maternelles retentissent sur le débit sanguin placentaire, de façon plus ou moins sévères.

Les résultats sont les suivants :

Affections	Nombre de cas	Débits ml/100g.mn	Diminution du débit par rapport à la norme.
Hypertensions artérielles modérées	14	110	36 %
Hypertensions artérielles sévères	9	60	60 %
Diabète	10	45	70 %
Dysgravidies pures	13	88	41 %
Dysgravidies surajoutées	8	55	63 %
Infections urinaires	13	67	55 %

C O N C L U S I O N

-=-

Les nombreux résultats acquis par l'Equipe Médicale confirment maintenant les hypothèses initiales sur l'intérêt alors pressenti de la mesure du débit placentaire.

Dans sa version technologique actuelle, l'équipement réalisé semble satisfaisant. Les quelques imperfections qui demeurent ne posent que des problèmes techniques simples qui seront résolus dans les semaines à venir.

Dès 1972, un équipement analogue réalisé au Laboratoire sera mis en service par une équipe médicale parisienne. Nous attendons de cette mise en service extérieure au Groupe de Recherche plusieurs enseignements :

- l'équipement peut-il rendre efficacement les services que l'on attend de lui en milieu clinique, loin de l'équipe qui l'a conçu, réalisé, et amélioré "in situ".

- la multiplication systématique d'observations confirmera-t-elle les interprétations actuelles des résultats observés.

Au-delà de ces aspects purement obstétricaux, ce type d'exploration fonctionnelle ne pourrait-il avoir un intérêt plus général dans le cadre de l'hémodynamique. Il nous semble que de tels équipements dont la réalisation industrielle permettrait d'abaisser considérablement le prix, pourraient jouer un rôle important auprès des équipements plus complexes tels que les gamma-caméras dont la finesse d'exploration est souvent superflue lorsque seul le débit doit être surveillé.

Si tel est le cas, sans perdre de vue notre objectif précis de la surveillance foetale, nous aurons peut-être contribué modestement par ce travail à l'avancement du Génie Biologique et Médical.

ANNEXE I

-

Les fluctuations statistiques liées au comptage des particules suivent la loi de Poisson: si u est le taux moyen de comptage et n une mesure effective de ce taux, la probabilité Pn d'obtenir n, est donnée par :

$$Pn = \frac{(u)^{n}}{n\,!} \quad \exp\,(-u)$$

Dans notre cas, nous savons que u varie exponentiellement en fonction du temps :

$$u = N_o \quad \exp\,(-Kt)$$

N_o est le nombre de coups comptés à la date t = o

En passant en coordonnées semi-logarithmiques, deux possibilités s'offrent :

- soit lisser le signal et en prendre le logarithme, c'est-à-dire prendre le logarithme de l'espérance mathématique de Pn.

- soit lisser le signal après en avoir pris le logarithme, ce qui revient à prendre l'espérance mathématique du logarithme du signal.

La deuxième solution, celle que nous avons retenue introduit une erreur. Essayons de la chiffrer, pour cela calculons :

$$\log\left[E(P(n))\right] \text{ et } E\left[\log\,(P\,(n)\,)\right]$$

puis formons l'erreur relative $\frac{\Delta n}{\log u}$

$$\frac{\Delta n}{\log u} = \frac{\log\left[\,E(P(n)\,)\right] - E\left[\log\,(P\,(n)\,)\right]}{\log u}$$

Par hypothèse : $E[P(n)]$ sera égale à : u

Calculons donc $E[\log(P(n))]$

$$E\left[\log\left(P(n)\right)\right] = \sum_{n=0}^{\infty} \log n \times \frac{u^n e^{-u}}{n!}$$

$$= e^{-u} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{u^n \log n}{n!}$$

Nous pouvons donc poser :

$$\frac{\Delta n}{\log u} = \frac{\log u - e^{-u} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{u^n \log n}{n!}}{\log u}$$

u étant une fonction du temps, il faudra calculer, pour différentes valeurs de t: $\frac{\Delta n}{\log u}$. Nous avons fait un programme effectuant ce calcul.

N_o a été choisi égal à 3000 CPs. Le calcul de la série étant très long, nous avons choisi pour K une valeur correspondant à un débit très rapide : 1,65, de telle façon que t variant seulement de 1 à 4, u ait varié de 3000 à 4.

Les résultats de ce calcul montrent que l'erreur reste faible et ne dépasse jamais 1 %.

L'approximation que nous faisons n'introduira donc pas une erreur importante sur le résultat.

ANNEXE II

-

EXPLORATION DU PLACENTA A L'AIDE D'UNE CAMERA A SCINTILLATION

-

I - LA CAMERA A SCINTILLATION.

Le détecteur est composé d'un cristal de grand diamètre : 27 cm placé devant 19 photomultiplicateurs. Le rayonnement émis par l'organe dans lequel s'est concentré le Xénon 133 traverse tout d'abord un collimateur comportant plusieurs milliers de trous, et pénètre dans le cristal où son absorption par effet compton ou photoélectrique se traduit par l'apparition de scintillations, qui sont détectées par les photomultiplicateurs. Ceux-ci amplifient l'impulsion lumineuse de chaque scintillation et délivrent une impulsion dont l'amplitude est fonction de leur distance au lieu de l'émission de la scintillation, donc du lieu de l'émission du rayonnement gamma. On peut donc connaître les coordonnées X et Y de chaque scintillation. Ces coordonnées apparaissent sous la forme de deux tensions X et Y qui attaquent les plaques de déflection d'un tube cathodique. Une impulsion lumineuse très brève est alors envoyée sur l'écran. Un appareil photographique type Polaroïd enregistre tous les points lumineux apparus sur l'écran et l'on obtient ainsi une image de la distribution de la radioactivité au sein de l'organe examiné.

II - LE SYSTEME DE CALCUL.

Ce système compte, pendant un temps prédéterminé, le nombre de désintégrations qu'il y a eu en chaque surface élémentaire du champ. Le champ est partagé en 4 096 surfaces élémentaires.

Cette mesure est cyclique et se reproduit un nombre de fois prédéterminé.

L'exploitation des résultats peut revêtir différentes formes :

- formation d'images digitalisées représentant la répartition de radioactivité correspondante à chaque intervalle de temps prédéterminé, sur l'écran d'un oscilloscope. On peut également regrouper ces blocs élémentaires par groupe.

- une image étant formée, l'on peut sélectionner à l'aide d'un crayon lumineux, puis faire la sommation du nombre de coups émis par cette zone. Le résultat peut être visualisé par un nombre apparaissant sur l'écran. La répétition de ce comptage et sa visualisation sur l'écran par des points dont l'ordonnée est proportionnelle au nombre de coups comptés, ceci pour chaque intervalle de temps, donnera une courbe d'activité en fonction du temps pour une zone bien déterminée.

- l'on peut également faire apparaître l'image de la source radioactive sur l'écran, en perspective isométrique. Il est également possible de visualiser des profils d'activité selon un axe choisi.

Nous voyons donc tout l'intérêt qu'une telle expérimentation peut apporter : elle permet de visualiser le cheminement du corps radioactif dans l'organe, et sa position au bout d'un certain temps. Nous pourrons également obtenir les courbes "de rinçage" en divers points de l'organe étudié.

III. RESULTATS.

III-1. Aspect qualitatif

Nous nous sommes proposés d'étudier la diffusion du

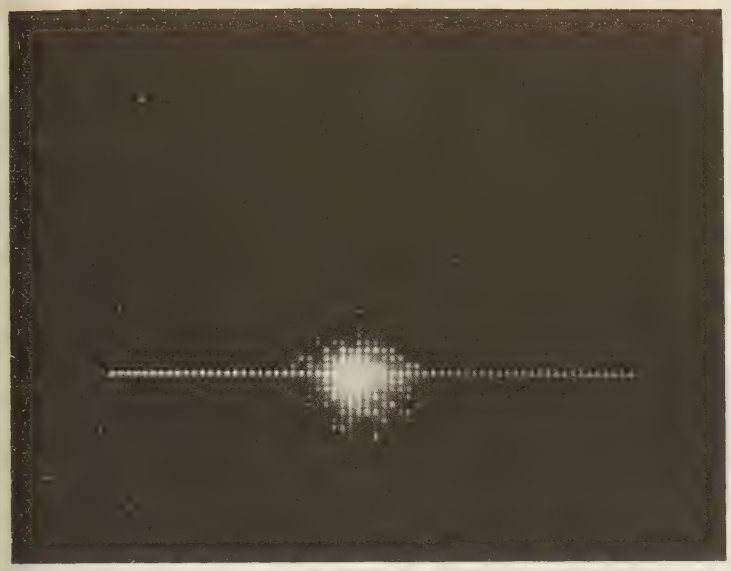


Photo 2.1.

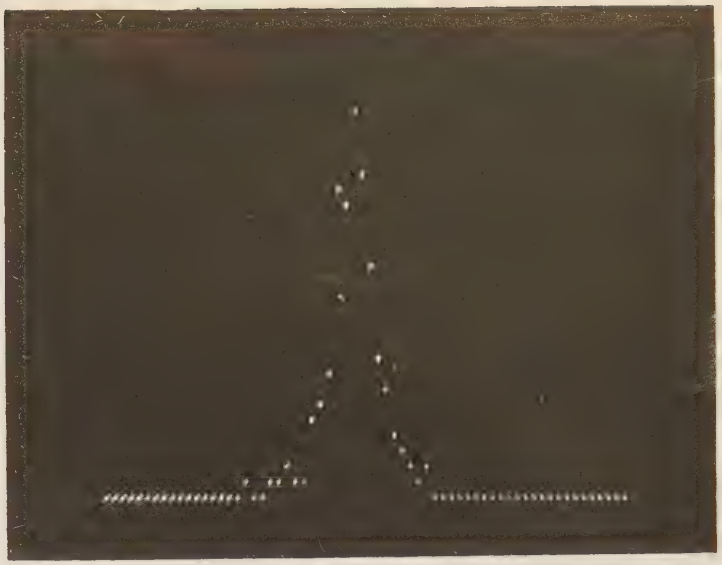


Photo 2.2.

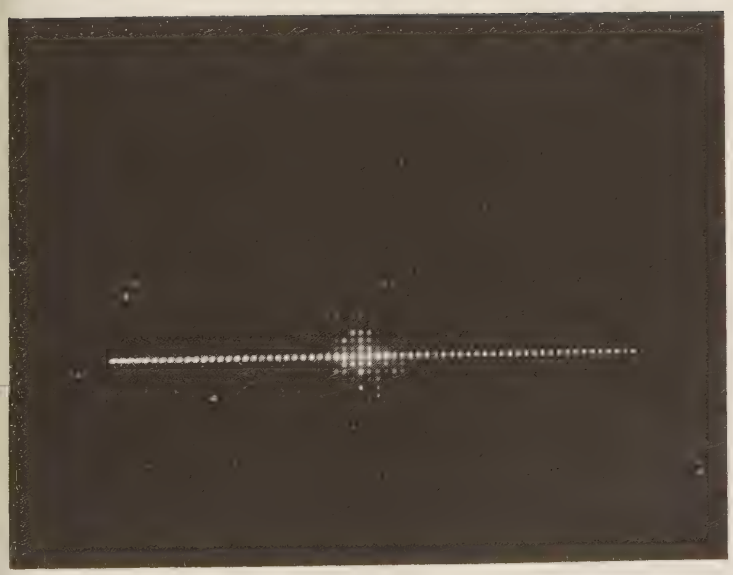


Photo 2.3.

Photo 2.4.

Xénon dans le placenta. Pour cela, nous injectons dans la chambre intervilleuse de plusieurs patientes 500 µci de Xénon 133. La caméra à scintillation enregistre des images élémentaires de 1 seconde pendant les cinq premières minutes. Au-delà l'activité est trop faible pour permettre une mesure valable.

Nous avons pu constater, dans plusieurs cas, que le Xénon se comportait à peu près toujours de la même façon :

La diffusion, autour du point d'injection, est très rapide et ne s'étend guère au-delà d'un cercle centré sur le point d'injection et ayant environ 5 cm de rayon. Ceci se voit nettement sur les clichés suivants.

La photo 2-1 représente la répartition du Xénon dans le placenta pendant les 10 premières secondes de l'examen. les zones claires correspondent au maximum d'activité. Le point d'injection, ayant été repéré avant la mesure à l'aide d'une source de radioactivité ponctuelle, se trouve pratiquement au centre de la tâche.

La photo 2-2 représente le profil d'activité correspondant à l'axe visualisé sur la photo2-1.

Les clichés 2-3 et 2-4 sont obtenus comme les vues 2-1 et 2-2 au cours du même examen, mais à l'instant t = 120 s.

Cette première série d'images nous a permis de vérifier nos hypothèses sur la validité de la mesure.

Nous voyons clairement sur les clichés 2-2 et 2-4 que la diminution de radioactivité au point examiné est bien due à une élimination du Xénon, du placenta et non à une diffusion dans tout l'organe.

En effet le sommet du profil d'activité s'abaisse au cours du temps mais la tâche ne s'élargit pas.

La décroissance de radioactivité sera donc bien une image du débit sanguin.

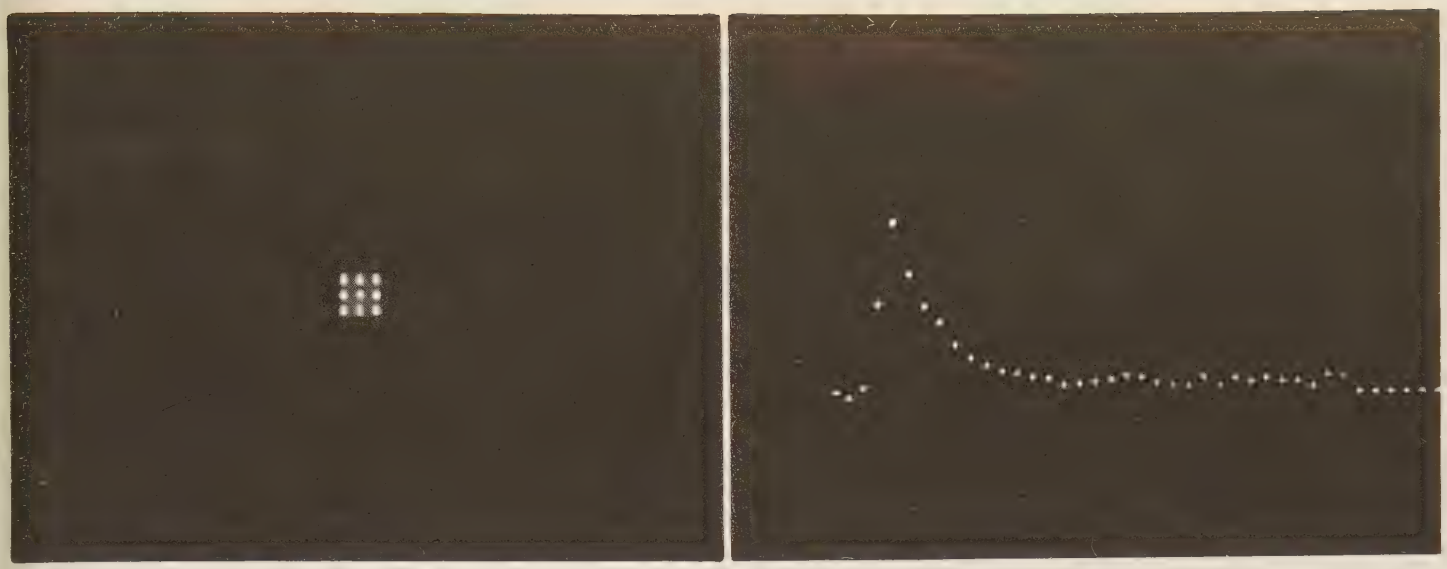


Photo 2.5.

Photo 2.6.

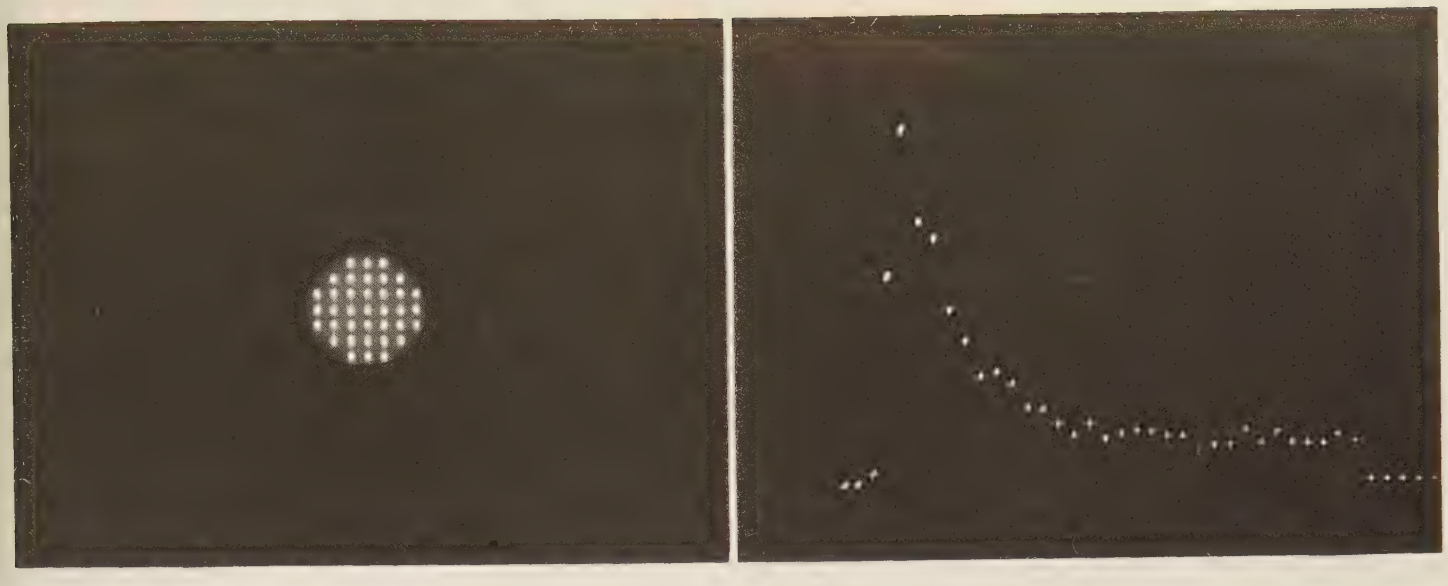


Photo 2.7.

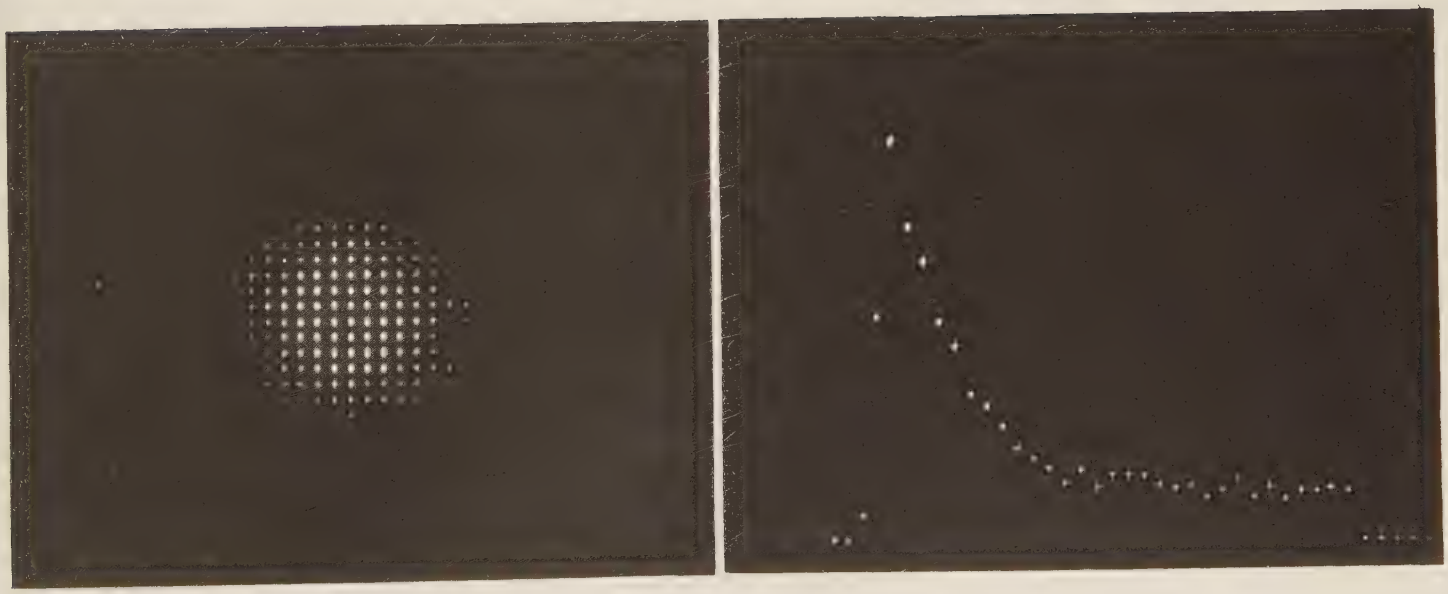


Photo 2.8.

III.-2. ASPECT QUANTITATIF

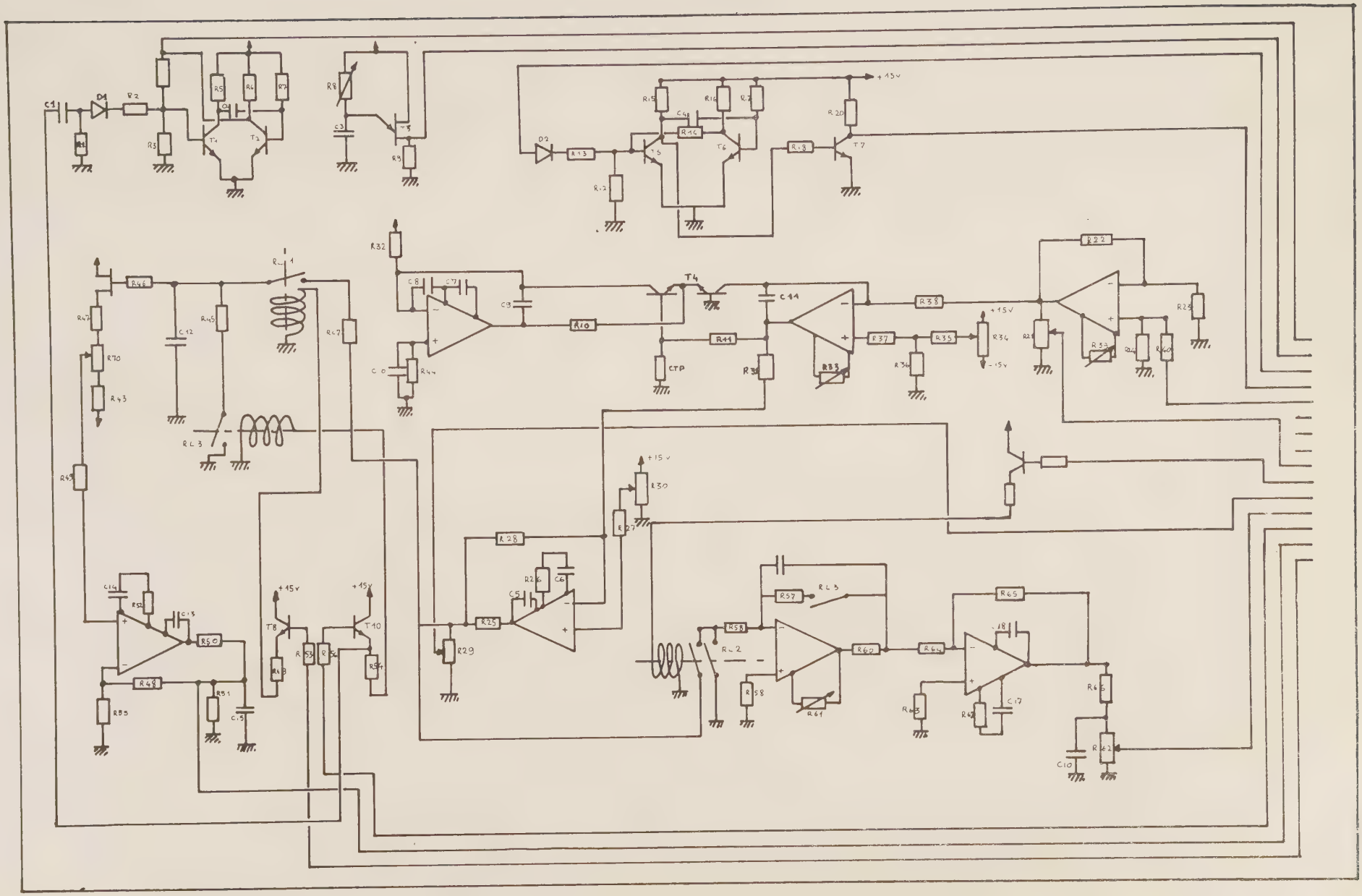
Nous avons voulu vérifier que l'angle du collimateur n'influençait pas la mesure.

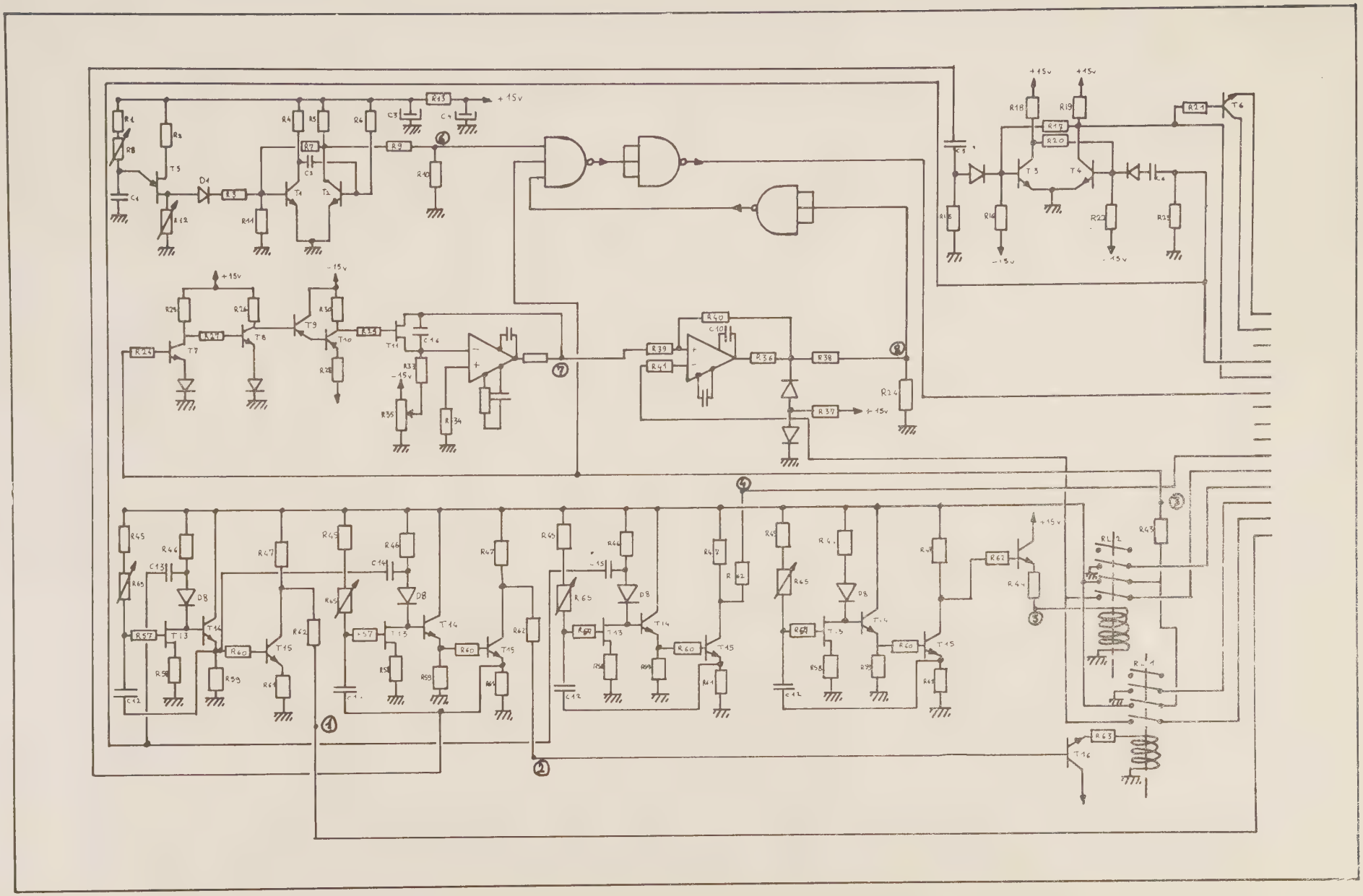
Pour cela, nous avons déterminé, à l'aide du crayon lumineux 4 zones concentriques centrées approximativement sur le point d'injection. Puis nous avons tracé les courbes dynamiques d'activité en fonction du temps, correspondantes aux 4 zones. Ces courbes représentées en 2-5, 2-6, 2-7 et 2-8 nous ont permis de calculer les débits correspondants. Ces quatre débits sont pratiquement égaux. Donc l'angle du collimateur pourra être de n'importe quelle valeur, à condition qu'il englobe le point d'injection pour voir la majeure partie du placenta. Un angle suffisamment grand sera choisi, d'une part pour ne pas avoir de difficultés à positionner le détecteur par rapport au point d'injection, d'autre part pour recueillir un maximum de coups par seconde, pour diminuer les fluctuations statistiques.

Dans tous les examens pratiqués à la caméra à scintillation, nous avons calculé le débit, grâce aux courbes d'activité en fonction du temps. Ce débit a toujours été comparable à la valeur mesurée sur ces mêmes patientes par la méthode habituelle.

ANNEXE XII

SCHEMAS


C1
D1
R2
R1
R5
R6
R7
T1
T2
Q1
R8
C3
T3
R9
D2
R13
R12
R15
R16
R17
C4
T5
T6
T7
R18
R19
R20
+15v
R32
C8
C7
C9
C 0
R44
R10
T4
C11
R11
CTP
R31
R33
R38
R37
R35
R34
R36
-15v
R22
R23
R24
R40
R46
R47
R70
R43
R45
C12
RL1
R7
RL3
R42
R30
R27
R28
R26
C6
C5
R25
R29
R57
RL3
R58
RL2
R61
R69
R64
R65
C18
C17
R63
R62
R66
C10
R52
C14
C13
R50
R48
R51
C15
R55
T8
T10
R53
R54
+15v



B I B L I O G R A P H I E

-=-=-

1. WILKIN P.

Pathologie du placenta.

Masson éditeur Paris 1965

2. GABEL P.V. ROMNEY SL. et KANEOKA J

Effect of maternal hemorrhage retransfusion and vasopressor drugs on the fetus..

S. Forum 1962.13. 394.

3. GREISS FC.

Pressure flow relationship in the gravide uterine vascular bed.

Amer. J. Obstet. Gynec.1966.-96.41.

4. BOREL U. FERNSTROM I. OHLSON L. et WIQVIST N.

Influence of uterine contraction on the utero-placental blood flow at term.

Amer. J. Obstet. Gynec. 1965. -93.44.

5. BARCROFT J. HERKEL W. HILL S.

The rate of blood flow and gazeous metabolism of the uterus during pregnancy.

J. Physiol. 1933 - 77. 194.

6. ASSALI NS. DOUGLAS RA. Jr. BAIRD WM. NICHOLSON DB.SUYEMOTO R.

Measurements of uterine blood flow and uterine metabolism. IV. results in normal pregnancy.

Amer. J.Obstet. Gynec. 1953 - 66.248.

7. KETY et SCHMIDT CF.

The determination of cerebral blood flow in man by use of nitrous oxyde in low concentrations.

Amer. J. Physiol. 1945.- 143. 53

8. ASSALI.NS. RAUROMO L. PELTONEN T.

Measurements of uterine blood flow and uterine metabolism.

Amer. J. Obstet. Gynec. 1960 - 79. 86.

9. HUCKABEE WE. WALCOTT G.

Determination of organ blood flow using 4 amino antipyrine.

J. Appl physiol. 1960 15.1139.

10. GUILLOT P. et GIUBILEO M.

Premier congrès Européen de Radio protection

MENTON - 9-11 octobre 1968.

11. CONN HL.

Equilibrium distribution of radio-xénon in tissue. Xénon hémoglobine association curve.

J. Applied Physiol. 1961.- 16.1065.

12. CONN HL.

Use of external counting technics in studies of the circulation.

Circulation Research. - 1962 - 10.505

13. I.C.R.P.

Recommandations of the international commission on radiological protection.

I.C.R.P. Publication 2. 1959
Pergamon press.

14. TUBIANA M.

Les isotopes radioactifs en Médecine et en Biologie.

Masson et Cie.

15. LASSEN N.A.

Cerebral blood flow and oxygen consumption in man determined by the inert gas diffusion method.

16. PONTONNIER G. GUILHEM A. LAGORCE J.C.DELMAS H. MANSAT A. JOSSERAND P.

Etude expérimentale de l'hypotrophie foetale

Bulletin de la Fédération des Sociétés de gynécologie et d'obstétrique. 1970 - tome 22. N°1Bis pp. 89.154.

17. LAGORCE J.C

Contribution à l'étude des débits locaux du myomètre et du placenta par injection de Xenon 133.

18. SHARPE.J. et TAYLOR D.

Mesure et détection des rayonnements nucléaires

Dunod 1958.

19. SAMUELI. JJ. PIGNERET J. et SARAZIN A.

Instrumentation électronique en physique nucléaire

Masson et Cie.

20. R.T.C. La Radiotechnique compelec

Détecteurs semi-conducteurs.

21. P. JOSSERAND. E. BABANI. P. DJIAN. et Collaborateurs.

Le Débit placentaire , mesure et simulation.

Film présenté au 2° Congrès d'Electronique médicale et de Génie Biologique NANCY. Juil 1969.

22. P. DJIAN, E.BABANI. J. FARRE. B.ARAGON. P. JOSSERAND.

La mesure du débit placentaire par le Xénon 133 Compte-rendu de fin d'année. Contrat D.G.R.S.T N° 68.01.151.

23. Groupe E.B.M et G.R.E.P.O

Colloque Electronique et Obstétrique

Journéesd'électronique de TOULOUSE.

2 au 6 Mars 1970.

24 . P. JOSSERAND. J.FARRE. B. ARAGON.

Détermination du débit placentaire local chez la femme enceinte à l'aide du Xénon 133.

Onde électrique Vol. 50 Fas. 5. pp. 438.444.

25. J. FARRE. B. ARAGON. G. PONTONNIER. H. DELMAS. J.C.LAGORCE.

Evaluation automatique des débits placentaires

23° Congrès de la Fédération des Sociétés de Gynécologie et d'Obstétrique de Langue Française - BRUXELLES- 10 sept. 1970.

26. P. JOSSERAND. J. FARRE. B. ARAGON.

Automatisation des mesures hémodynamiques effectuées à l'aide de traceurs radio-actifs

Tome XVI N° 8/9/ Août Sept. pp464.472.

27. J. FARRE.B. ARAGON. G.PONTONNIER. H. GRANDJEAN.

L'Automatisation des mesures hémodynamiques faisant appel aux traceurs radioactifs

Colloque sur les applications au domaine biomédical des méthodes et techniques de l'électronique. GRENOBLE. Sept. 1971.

TABLE DES MATIERES

-=-

Pages

CHAPITRE I. - LE PLACENTA, SON ROLE DANS LES ECHANGES FOETO-MATERNEL 1

I.1. L'anatomie du placenta..... 1

I.2. L'anatomie vasculaire..... 1

I.2.1. La circulation placentaire maternelle..... 1

I.2.1.1. Le système artériel..... 2

I.2.1.2. Le système veineux..... 2

1.2.2. La circulation placentaire foetale.... 3

1.2.3. Le volume de la chambre intervilleuse. 3

I.3. Physiologie du Placenta..... 3

I.4. Facteurs de la circulation..... 5

I.4.1. Les facteurs mécaniques..... 5

I.4.1.1. La pression artérielle maternelle. 5

I.4.1.2. La contraction utérine..... 5

I.4.1.3. L'exercice musculaire..... 6

I.4.2. Les autres facteurs..... 6

I.5. Poids du placenta..... 6

CHAPITRE II . - LES DIFFERENTES METHODES DE MESURE DE DEBIT PLACENTAIRE..... 8

II.1. Les mesures directes..... 8

II.2. Les méthodes électro-magnétiques..... 8

II.3. Méthode utilisant la thermo-dilution.... 9

II.4. Méthode utilisant le protoxyde d'azote comme traceur..... 9

II.5. Méthode utilisant la quatre amino-anti-pyrine..... 10

II.6. Conclusion..... 11

Pages

CHAPITRE III. - ETUDE HEMODYNAMIQUE DE L'UTERUS HUMAIN GRAVIDE A L'AIDE DU XENON 133..... 12

III.1. Principe..... 12

III.2. Le Xénon 133..... 18

III.2.1. Généralités..... 18

III.2.2. Inertie..... 19

III.2.3. Diffusibilité..... 19

III.2.4. Elimination..... 19

III.3. Calcul des doses injectées..... 20

III.3.1. Calcul de la dose de rayonnement reçue par la mère..... 20

III.3.3.1. Dose due au rayonnement béta de 350 Kev..... 21

III.3.1.2. Dose due au rayonnement gamma de 81 Kev..... 23

III.3.2. Calcul de la dose de rayonnement reçue par le foetus..... 25

III.3.2.1. Dose due au rayonnement béta de 350 Kev..... 25

III.3.2.2. Dose due au rayonnement gamma de 81 Kev..... 26

III.4. Calcul de la précision du résultat en fonction de la dose injectée..... 27

CHAPITRE IV.- ACQUISITION DU SIGNAL..... 31

IV.1. Le détecteur..... 32

IV.1.1. Théorie du détecteur semi-conducteur 32

IV.1.1.1. Détecteur semi-conducteur à jonction diffusée..... 33

IV.1.1.2. Détecteur obtenu par compensation de lithium..... 35

IV.1.2.Calcul du rendement global du détecteur..... 35

IV.1.3. Position du détecteur par rapport à l'organe..... 36

Pages

IV.2. Le préamplificateur..... 37
IV.3. L'alimentation haute tension..... 38
IV.4. L'amplificateur linéaire..... 39
IV.5. Le discriminateur..... 39
IV.6. L'ictomètre linéaire..... 39

CHAPITRE V. - TRAITEMENT DU SIGNAL..... 41

V.1. Différents moyens de traitement du signal..... 43
V.2. Réalisation pratique..... 52.
V.2.1. Fonctionnement 52
V.2.2. Circuits 55
V.2.2.1. Le générateur de séquence.55
V.2.2.2. L'intégrateur..... 59
V.2.2.3. L'amplificateur logarithmique..... 65
V.2.2.4. Le moyenneur..... 70
V.2.2.5. Le convertisseur tension - nombre d'impulsions..... 72
V.2.2.6. Le compteur-décompteur... 76
V.2.2.7. La régulation de température..... 78

CHAPITRE VI. - RESULTATS..... 80

VI. 1. Technique de mesure..... 80
VI.1.1. Localisation placentaire... 80
VI.1.2. Le traceur..... 82
VI.1.3. Injection et position du détecteur..... 82
VI.1.4. Mesure..... 82
VI.2. Validité de la mesure..... 83
VI.3. Résultats..... 83
VI.3.1. Valeur normale du débit.... 84
VI.3.2. Evolution du débit au cours de la grossesse.....84
VI.3.3. Grossesses pathologiques... 84

Autorisation de soutenance
accordée,
TOULOUSE, le 25 NOV. 1971

Le Président
de l'Université PAUL-SABATIER :

L. LARENG